لیزر در پزشکی ۱٤۰۰/ دوره ۱۸ / شماره (۴) / صفحات ۸-۱.

مقاله پژوهشی

# مدلسازی انتقال حرارت در برهمکنش لیزر - ماده زیستی نرم نرم از طریق نگاشت آشوب ایکِدا

چکیدہ

مقدمه: آشوب یک ویژگی دینامیکی هر سامانه غیرخطی است که با یک بازخورد سروکار دارد. در وضعیت آشوبناک یک تغییر کوچک در شرایط اولیه منجر به تغییر زیادی در وضعیت دینامیکی سیستم میگردد. رژیم آشوبناک از یک نگاشت معین تبعیت میکند. برهمکنش پرتو لیزر با یک ماده زیستی میتواند غیرخطی باشد. در آن صورت میتوان برای آن یک الگوریتم مبتنی بر آشوب پیشنهاد داد.

روش بررسی: نگاشت ایکِدا یک مدل جهانی برای توصیف مسیر آشوب در سیستمهای نوری غیرخطی است که به صورت رفتار پیچیده غیرقابل پیشیینی نمایان می شود. اگرچه الگوریتمهای مبتنی بر مونت کارلو میتوانند فرآیندهای غیرخطی را مدلسازی کنند، اما الگوریتم مبتنی بر ایکدا با پدیدههای نوری غیرخطی سازگارتر است؛ به ویژه اینکه از یک روش تصادفی پیروی نمیکند و در مقابل، از یک الگوی ریاضی تقلید میکند. نگاشت ایکدا همچنین می تواند رژیم ما قبل ناپایداری و آشوب را در قالب رفتار متناوب یا شبه متاوب توصیف نماید.

**یافتهها:** ما مدلی را برای شبیهسازی پدیده های انتقال حرارت در یک ماده زیستی نرم با استفاده از نگاشت ایکدا بنا میکنیم. رهیافت ما بر الگوی شدت نور توصیفی توسط نگاشت ایکدا و بررسی تأثیر آن بر توزیع حرارت استوار است. روش ما دارای مزایایی از جمله امکان بررسی اثرات نوری غیرخطی ناشی از وجود بازخورد شدید در یک محیط است. این قابلیت به نوبه خود منجربه انعطاف پذیری و تطبیق پذیری روش مزبور در مقایسه با روش مونت کارلو می شود.

**نتيجه:** رهيافت پيشنهادي ما براي كاربردهايي مانند تزريق نانودارو با هدايت پرتو نور و جراحي ريز مناسب است. **واژههاي كليدي:** برهمكنش ليزر - بافت، ماده نرم، نگاشت ايكدا، آشوب، غيرخطيت، انتقال دارو مرتضی عبداللهی شریف<sup>۱</sup>\* مهدیه شاهنظری<sup>۲</sup> معصومه پورعزت<sup>۲</sup>

۱- استادیار گروه مهندسی اپتیک و لیزر، دانشگاه صنعتی ارومیه، بند، کدپستی ۵۷۱۶۶۱۷۱۶۵، ارومیه

۲- دانشجو، گروه مهندسی اپتیک و لیزر، دانشگاه صنعتی ارومیه، بند، کدپستی ۵۷۱۶۶۱۷۱۶۵، ارومیه

**نويسندةمسئول**: مرتضى عبداللهى شريف پست الكترونيكى: m.abdolahisharif@ee.uut.ac.ir شماره تماس:

#### مقــدمه

از دو دهه گذشته، تحقیقات در مورد برهمکنش لیزر – بافت به ویژه در اپتیک زیست پزشکی تسریع شده است. در واقع، درک مکانیسم برهمکنش و انتقال تابش / حرارت می تواند یک استراتژی متناسب را برای تشخیص، درمان و رهیافت انتقال دارو به بافت دارو ترسیم کند [۱-۱۱]. در همین حال، تابش لیزر تحت تاثر مکانیسمهای مختلفی از جمله بازتاب، شکست، جذب و پراکندگی قرار میگیرد که هر کدام به زمان قرار گرفتن در معرض تابش، ساختار بافت و طول موج و شدت تابش بستگی دارد [۱۲–۱۴]. این تأثیر از طریق پدیدههای مختلف مانند آشفتگی نوری، فرسایش، هیپرترمی، آسیب نوری و غیره ظاهر میشود [۵۵–۲۲].

روش مونت كارلو تكنيكي كارآمد براي شبيهسازي فرآيندهاي آماري خطي و غيرخطي و شبهاستاتيكي است. اين روش اولين بار در سال ۱۹۴۸ اختراع شد و به سرعت در زمینه های مختلف علمی مورد استفاده قرار گرفت. همچنین به عنوان یک ابزار جهانی برای توسعه یک الگوریتم تولید اعداد تصادفی مورد نیاز برای شبیهسازی انتقال تابش / گرما در بافت بیولوژیکی در نظر گرفته شد [۲۲-۲۷]. با این حال، برهمکنش پرتو لیزر با یک ماده بیولوژیکی و نرم از نوع نوری غیرخطی است و بنابراین به نظر میرسد یک الگوریتم جایگزین بتواند کارایی بیشتری داشته باشد. در حقیقت، مواد نرم بیولوژیکی به سوسپانسیون،ای کلوئیدی همراه با بافت،ای بیولوژیکی دلالت دارد [۲۸]. بهعنوان مثال، مایع خون از سلول های خونی معلق تشکیل شده است که در رگ خونی جریان دارند. این سیال میتواند بهمنظور انتقال داروی میکرو / نانو معلق به ارگانیسم مورد نظر بهکار گرفته شود. چنین امری می تواند با یک فرآیند هدایت پرتو که مثلاً برای درمان سرطان در نانو پزشکی امروزه بسیار نویدبخش به نظر میرسد، حاصل گردد [۱]. بهطورکلی، مواد نرم بیولوژیکی دارای خواص رئولوژیکی مشابه سوسپانسیونهای کلوئیدی هستند و شکل و ویژگیهای فیزیکوشیمیایی آنها را میتوان توسط یک سیال پیچیده مدل کرد [۲۸]. در همین حال، برهمکنش غیرخطی بهدلیل شدت پرتو قوی میتواند خواص فیزیکی مواد نرم بیولوژیکی را تغییر دهد و

همچنین باعث ایجاد گرادیان دما در بافت آن شود.

آشوب ویژگی دینامیکی یک سیستم غیرخطی است که با یک عنصر بازخورد سروکار دارد. مطابق با نظریه آشوب، یک تغییر کوچک در شرایط اولیه می تواند منجربه تغییر زیادی در وضعیت دینامیکی سیستم شود. برخلاف فرایند تصادفی، رژیم آشوبناک از الگوی قطعی پیروی میکند. در این رابطه، نگاشت ایکدا یک مدل جهانی برای توصیف مسیر آشوب در سیستم های نوری غیرخطی است که به شکل رفتار پیچیده غیرقابل پیش بینی ظاهر می شود [۲۹–۳۳].

در این مطالعه، ما از نگاشت ایکدا برای توسعه الگوریتم مورد نیاز در جهت شبیهسازی تأثیر پرتو لیزری شدید بر پدیدههای انتقال حرارت در یک ماده نرم بیولوژیکی استفاده میکنیم. اگرچه الگوریتمهای مبتنی بر مونت کارلو میتوانند فرآیندهای غیرخطی را مدلسازی کنند، الگوریتم مبتنی بر ایکدا با پدیدههای نوری غیرخطی سازگارتر است زیرا از یک روش تصادفی پیروی نمیکند و در مقابل از یک الگوی دینامیکی تقلید میکند. نگاشت ایکدا همچنین میتواند حالتهای قبل از ناپایداری و آشوب را به شکل رفتار دورهای یا شبه دورهای نشان دهد. این امر را میتوان با تنظیم پارامترهای کنترلی پیادهسازی کرد. بنابراین، یک الگوریتم مبتنی بر آشوب مانند ایکدا میتواند فرآیندهایی مانند جراحی ریز هدایتشده با پرتو نور، انتقال دارو و تزریق را مدلسازی کند که از طریق آن كنترل نرخ انتشار / پراكندگی انتقال تابش / گرما نیز به خوبی لحاظ گردد. مدل الگوریتم پیشنهادی را می توان با روش مونت کارلو نیز تركيب كرد. همچنين ميتوان آن را با شرايطي كه ساختار / ماده بافت بهطور ناگهانی تغییر میکند تطبیق داد و بنابراین، برآورد ناشی ازدست كم گرفتن / بيش از حد لحاظ نمودن نيز مي تواند به همان نسبت اصلاح شود.

## روش بررسی

روند انتقال حرارت در بافت القایی توسط تابش پرتو لیزر را میتوان با معادله (۱) [۱۳–۱۴] توصیف کرد.

$$\nabla^{2}T(r,t) = \frac{1}{\kappa} \left( S(r,t) - \rho c \frac{\partial T(r,z)}{\partial t} \right),$$
(1)

مرتضى عبداللهى شريف / مهديه شاەنظرى / معصومه پورعزت 🔹 🕂

شبیه سازی مستقل از اجرای الگوریتم مونت کارلو است که در آن ضریب پراکندگی / جذب خطی باید اصلاح شوند. در اینجا، شدت پرتو نور مطابق با نگاشت آشوب ایکدا که در معادله (۴) ارائه شده است، مدلسازی می شود [۳۳].

(4)

$$\begin{cases} \left(I_{i,j,k}^{n+1}\right)^{1/2} = \left(I_{0}^{n} + \zeta \left(I_{i,j,k}^{n}\right)^{1/2} \exp\left[i\left(\varphi_{0} + I_{i,j,k}^{n}\right)\right]\right), \\ \left(I_{i,j,k+1}^{n+1}\right)^{1/2} = \left(I_{i,j,k}^{n+1}\right)^{1/2} \exp\left[-\left(\mu_{a} + \mu_{s}\right)\Delta z\right], \end{cases}$$

که در آن  $I_0^n$  شدت ورودی است. 2 تحت عنوان عمق بازخورد عددی بین • و ۱ است؛  $p_0$  فاز اولیه پرتو نور است. بر این اساس، عددی بین • و ۱ است؛  $p_0$  فاز اولیه پرتو نور است. بر این اساس،  $(\mu_s + \mu_a)I_{i,j,k}^n$  در معادله (۳) را میتوان با عبارت  $S_{i,j,k}^n$  مونت جایگزین نمود. همان طور که مشخص است، هر دو الگوریتم مونت کارلو و نگاشت ایکدا به طور همزمان قابل اعمال هستند.

برای مقادیر متوسط *ک* ، رفتار دینامیکی غیرخطی به صورت نوسانات شبهتناوبی ظاهر میشود. در مقابل، اگر *ک* به ۱ میل کند، انتقال به رژیم آشوبناک صورت خواهد گرفت. *ک* به خصوص برای فرآیندهای تشخیصی غیرخطی مانند تکنیک تصویربرداری دو فوتونی، طیفسنجی همدوس رامان و غیره که از طریق آن نفوذ عمیق پرتو نور میتواند باعث دقت، وضوح و حساسیت بالایی شود، مقدار کمی است. از سوی دیگر، در فرآیندهایی مانند انتقال دارو به کمک لیزر ، نانوذرات به منظور درمان به بافت تزریق می شوند. همانطور که موضعی بر روی سطح نانوذرات شود و سپس یک سازوکار بازخورد قوی که با مقدار کاقابل محاسبه است، شکل خواهد گرفت فوق الذکر برای کنترل پدیده انتقال حرارت و جلوگیری از هرگونه آسیب نوری لحاظ گردد.

که در آن 
$$T$$
 دما و  $K$  هدایت حرارتی بافت است؛  $\rho$  چگالی  
است؛  $D$  گرمای ویژه است و  $S$  توان لیزری است که در واحد  
 $S = (\mu_s + \mu_a)I$  میتوان به صورت  $I(\mu_s + \mu_s) = S$   
نوشت که درآن  $I$  شدت پرتو لیزر و  $_{s}\mu$  و  $\mu_a$  به ترتیب ضرایب  
پراکندگی و جذب بافت هستند. با نوشتن  $T = -K \nabla T$ ، میتوان  
معادله (۲) را به عنوان شکل انتگرالی معادله (۱) بدست آورد [۴].

$$\int \mathbf{q} \cdot \mathbf{n} dA = \rho c \left( \int \left( \frac{\partial T}{\partial t} - S \right) dv \right). \tag{(Y)}$$

$$\begin{split} \frac{T_{i-1,j,k}^{n} - \mathcal{T}_{i,j,k}^{n} + T_{i+1,j,k}^{n}}{\left(\Delta x\right)^{2}} + \frac{T_{i,j-1,k}^{n} - \mathcal{T}_{i,j,k}^{n} + T_{i,j+1,k}^{n}}{\left(\Delta y\right)^{2}} + \frac{T_{i,j,k-1}^{n} - \mathcal{T}_{i,j,k}^{n} + T_{i,j,k+1}^{n}}{\left(\Delta z\right)^{2}} \\ &= \frac{S_{i,j,k}^{n}}{\kappa} - \frac{\rho c}{\kappa} \frac{T_{i,j}^{n+1} - T_{i,j}^{n}}{\Delta t}, \end{split}$$

که در آن j ، i و k به ترتیب شمارنده عددی مختصات ،  $\Delta y$ ،  $\Delta x$  ، x برای زمان است؛ x و x هستند؛ x برای زمان است؛ x ، xو  $\Delta t$  و  $\Delta t$  به ترتیب اندازه گام های مکانی و زمانی هستند. معادله  $\Delta t$ (۱) به طور گسترده در مطالعات مختلف مورد بررسی قرار گرفته است که از طریق آنها الگوریتم مونت کارلو به عنوان ایده اصلی برای شبیه سازی گرادیان دما در داخل بافت در نظر گرفته شده است [۲۲-۲۷]. در مقابل، نگاشت آشوبناک مربوط به ناپایداری ایکدا در این مطالعه برای شبیهسازی الگوی حرارتی ناشی از شدت لیزر در بافت استفاده میشود. دلیل اصلی این ایده مشاهده پدیده خودکانونی شدن و متعاقباً پاسخ غیرخطی قوی در مواد نرم بیولوژیکی است که توسط یک شدت پرتو شدید ایجاد می شود [۱٬۳۳]. پیش بینی می شود که پاسخ غیرخطی در طی یک جراحی ریز هدایت شده با پرتو نور، انتقال دارو یا تزریق که در آن نانوذرات کلوئیدی مورد استفاده با هدف درماني به سمت نواحي با شدت بالاتر نور جذب مي شوند، افزايش یابد و درنتیجه، ضریب شکست غیرخطی بالایی را در محل تابش ایجاد نماید. [ ۳۳-۳۵]. روش اعمال نایایداری ایکدا در مرحله

#### يافتههاوبحث

### نگاشت ایکدا

همان طور که ذکر شد، نگاشت ارائه شده در معادله (۴) به مقدار ک بسیار حساس است. شکل ۱ (الف) سیر زمانی نوسانات شبه تناوبی را نشان می دهد که برای 0.633 = ک بدست آمده است. برای زمانهای بسیار طولانی تر، دامنه نوسانات به طور تصاعدی افزایش مییابد که به معنای گذار به رژیم آشوبناکی است. ازسوی دیگر، شکل ۱ (ب) پروفیل فاز نگاشت ایکدا را نشان می دهد.



**شکل ۱**. (الف) رفتار نوسانی شبهتناوبی، (ب) پروفیل فاز نگاشت ایکدا، برای 0.633 **چ** 

### گرادیان دمایی

در مواد نرم بيولوژيکی، مقدار کې همواره کم باقی می ماند. بنابراين، در اثر برهمکنش شدت ليزر با بافت، حالت ديناميکی غيرخطی بدور از وضعيت آشوبناکی خواهد بود. بااينحال، رفتار شبهتناوبی همچنان حاکم خواهد بود. بنابراين، در اين مقاله، شدت بازخورد کې مهمچنان حاکم خواهد بود. بنابراين، در اين مقاله، شدت بازخورد کې را در محدوده مقادير متوسط فرض میکنيم يعنی 20.5 کې کې 0. مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيهسازی عبارتند از مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيهسازی عبارتند از مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيهسازی عبارتند از مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيه محازی عبارتند از مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيه محازی عبارتند از مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيه محازی عبارتند از مقادير فرضی برای ساير پارامترها در مرحله شبيه محازی عبارتند از موان 4.6 Wm<sup>-1</sup>K<sup>-1</sup> موان منبع نور در نظر گرفته شده است. سيستم مختصات استوانه ای عنوان منبع نور در نظر گرفته شده است. سيستم مختصات استوانه ای برای حل عددی معادله (۱)انتخاب شده است. عمق نفوذ ۲ m

برای تمام نتایج بهدست آمده در شکل ۲، که در آن چهار مقدار

مختلف ک پس از دو دقیقه تابش در نظر گرفته شده است، به ۱ بهنجار گردیده است. برای مورد 0 = 2 ، اگر الگوریتم مونت کارلو به تنهایی پیادهسازی شود، نتیجه شبیهسازی یک الگوی دمایی یکنواخت را نشان میدهد (شکل ۲ (الف)). با این وجود، برای مقادير عمق بازخورد 0 < arsigma ، الگوي دما بهطور قابل توجهي تغيير مىكند. درواقع، رفتار شبەنوسانى درنتيجە ناپايدارى مدولاسيون نگاشت ایکدا ظاهر می شود. برای مقدار کوچکتر 0.05 = 2، الگوی نشان داده شده در شکل ۲ (ب) تفاوت جزئی دما را در مقايسه با حالت بدون بازخورد نشان مي دهد (شكل ۲ (الف)). اين تفاوت برای الگوی بهدست آمده برای مقدار بزرگتر  $0.1 = \zeta = 0.1$ (شکل ۲(ج)) که در آن دما به عمق بیشتری نفوذ کرده، آشکارتر میشود. این امر بهویژه برای مناطقی که دماهای بالاتری دارند صادق است. افزایش بیشتر در مقدار عمق بازخورد (arsigma = 0.25) ظاهراً منجر به عمق نفوذ کمتر برای مناطق دمای پایین تر و در مقابل عمق بیشتر برای نقاط داغ میشود. این وضعیت در شکل ۲ (د) نشان داده شده است که برای آن رفتار شبهدورهای نیز قابل تشخیص تر است.



**شکل ۲.** توزیع دما در مختصات استوانهای برای قدرتهای بازخورد مختلف نشان داده شده است. (الف) **C** = **0** (بدون بازخورد)، (ب) 0.55 **= ک**، (ج) 0.1 **= ک** و (د) 25.5 **= ک** 

در مرحله بعد، سیر تحول زمانی توزیع گرما در بافت را بررسی مىكنيم. تمام مقادير پارامترها بدون تغيير هستند در حالىكه حداكثر زمان تابش این زمان ۳ دقیقه در نظر گرفته شده است. شکل ۳ تحول زمانی تغییرات دما را برحسب عمق نفوذ برای مقادیر مختلف در نظر گرفته شده برای عمق بازخورد نشان میدهد. عمق نفوذ برای ۳ دقیقه تابش مى تواند تا 0.5 cm افزايش يابد. براى حالت بدون بازخورد (نشان داده شده در شکل ۳(الف) یک افزایش نسبتاً خطی برای الگوی گرادیان دما در طول زمان تابش استنتاج می شود. در حضور بازخورد، ويژگي خطي حتى براي مقدار كمتر عمق بازخورد (  $0.05 = \varsigma$ كه نتیجه در شکل ۳(ب) آمده است) کم و بیش زایل میشود و برای مقدار بزرگتر  $0.1 = \mathcal{G}$  که نتیجه آن در شکل ۳ (ج) نشان داده شده است، اين وضعيت تشديد مي گردد. چنين حالتي در واقع نشاندهنده تغيير در عمق برای نقاط داغ است همانگونه که قبلاً در شکل ۲ (ج) نیز استنباط گردید. با این حال، نتیجه بهدستآمده برای  $\mathcal{G} = 0.25 = \mathcal{G}$  که در شکل ۳(د) آمده است، نشان می دهد که بافت در زمان های اولیه تابش با دمای متوسط باقی میماند. این به منزله آن است که اندرکنش نور با در نظرگرفتن بازخورد می تواند منجر به گرادیان دمایی غیرخطی در بافت به گونه ای شود که گرما را به نواحی عمیق تر هدایت نماید.



**شکل ۳.** تحول زمانی تغییرات دما در مختصات استوانهای برای μa=-0.6 cm-1 و برای عمقهای بازخورد مختلف (الف) β = Ο (بدون بازخورد)، (ج) 0.1 ξ - ۱.2 (25 = Ω)

اثر ضریب جذب نیز ممکن است تعیینکننده باشد. برای بررسی آن، فرض میکنیم که ضریب جذب تا دو برابر افزایش یافته است. نتایج در شکل ۴ نشان داده شده است. در مقایسه با شکل ۳، واضح است که بازخورد تأثیر کمتری بر انتقال حرارت در حضور ضریب جذب بزرگتر دارد.



**شکل ٤.** تحول زمانی تغییرات دما در مختصات استوانهای برای μa=-1.2 cm-1 و برای عمق های بازخورد مختلف (الف) ξ = 0 (بدون بازخورد)، (ج) 0.1 ξ = 0 ،(د) ξ= 0

بهدنبال رهیافت جایگزینی که در این مقاله برای بررسی انتشار پرتو نور در بافت فرض شده است، ممکن است در مورد هرگونه تغییر در سایر پارامترهای نوری و بهویژه ویژگیهای غیرخطی بافت از جمله شکست غیرخطی و جذب غیرخطی سئوالی مطرح گردد. بااین حال، شرواقع چنین تغییری در یک بافت طبیعی وجود نخواهد داشت. اگرچه واقعاً انتظار میرود که در برخی از فرآیندهای خاص مانند انتقال نانودارو با هدایت پرتو لیزر یا بافت فرآوریشده توسط دای وصف، از آنجایی که عمق نفوذ در مقایسه با طول غیرخطی مؤثر معردیاً ناچیز است، نگاشت پیشنهادی معادله (۴) همچنان برای معرفی یک جنبه غیرخطی اولیه تأثیرگذار بر پدیده انتقال حرارت کافی خواهد بود. علاوهبر اینها، مدل پیشنهادشده در این تحقیق انعطاف پذیر بوده و پویا میباشد. این حقیقت ناشی از آن است که

برای مقادیر متوسط عمق بازخورد، نگاشت ایکدا یک رفتار شبهتناوبی را نشان می دهد که از نظر ریاضی قابل پیش بینی است؛ در واقع رفتار دینامیکی در این حالت، آسوبناک نیست بلکه یک رژیم ماقبل آشوب به عنوان ناپایداری مدولاسیون ظاهر خواهد شد که دو شکل همرفتی و مطلق خواهد داشت. فرم همرفتی شبهپایدار و فرم نشکل همرفتی و مطلق خواهد داشت. فرم همرفتی شبهپایدار و فرم دوم مطلقاً ناپایدار است [۳۷–۳۶]. بنابراین، فرم اول می تواند برای اندرکنش ضعیف غیر خطیت با ماده نیز به کار رود. واضح است که اندرکنش ضعیف غیر خطیت با ماده نیز به کار رود. واضح است که مواردی که اندرکنش نور و بافت منجر به آسیب، فرسایش یا تغییر در بافت گردد، این مدل دیگر معتبر نخواهد بود. زیرا هدف از نوردهی دیگر انتقال حرارت نیست.

بهعنوان یک چشم انداز، این مدل برای تأیید می تواند در بوته آزمایشهای تجربی قرار گیرد. برای این منظور، دادههای تجربی حاصل از انتقال حرارت توسط تابش نور لیزر می تواند با دادههای بدست آمده در این مقاله که متغیرهای آن بر حسب متغیرهای واقعی بافت زنده انتخاب شده است، مقایسه گردد. پس از اختیار متغیرهای واقعی، یک عمق بازخورد متناسب بدست می آید تا دادهها با نتایج شبیه ازی بخوبی تطابق یابد. بدیهی است که مقدار عمق بازخورد می تواند بین • و ۱ تغییر یابد. برای آندسته از فرایندهای تصادفی دی گری که در روند انتقال حرارت ناشی از پرتو لیزر ظاهر می شوند، همچنان می توان روش مونته کارلو را با روش پیشنهادی حاضر ترکیب نمود و یک روش ترکیبی ارائه نمود.

## نتيجەگىرى

ما یک روش مدلسازی پدیده های انتقال حرارت ناشی از لیزر در یک بافت را براساس نگاشت ایکدا پیشنهاد کردهایم. رهیافت ما میتواند جایگزین روش مونت کارلو گردد و دارای مزایای انعطاف پذیری، قابل پیش بینی بودن و امکان یذیری بررسی اثرات غیرخطی درنتیجه برهمکنش قوی لیزر - بافت است. از این رو، برای کاربردهایی در انتقال نانودارو با يرتو ليزر، جراحي ريز، و غيره اين رهيافت مناسب است. ما نشان دادهایم که این مدل، الگوی دمای داخل بافت را به روشی حساستر در مقایسه با الگوریتم مونت کارلو تغییر میدهد. این حقیقت ناشی از آنست که گستره عمل الگوریتم ما قابل کنترل است. بهینهسازی روش ما بدلیل غیرخطی بودن ناشی از اندرکنش پرتو لیزر با بافت نمود مییابد که به نوبه خود منجربه یک سازوکار بازخورد خواهد شد و بنابراين، اصولاً با ملاحظات مبتنى بر الگوريتم مونت کارلو متفاوت است. روش پیشنهادی میتواند جهت توسعه بیشتر با دادههای تجربی مقایسه گردد. با این حال، باور ما بر این است که با انتخاب یک عمق بازخورد مناسب همواره می توان نتایج این روش را با دادههای تجربی مطابقت داد. بر این اساس، روش ييشنهادي يک روش تطبيقيذير است.

مرتضى عبداللهى شريف / مهديه شاەنظرى / معصومه پورعزت 🔸

#### References

- Gautam R, Bezryadina A, Xiang Y, Hansson T, Liang Y, Liang G, Lamstein J, Perez N, Wetzel B, Morandotti R, Chen Z. Nonlinear optical response and selftrapping of light in biological suspensions. Adv. Phys: X. 2020 Jan 1;5(1):1778526.
- [2] Batal MA, Mearawi G. Conversion of absorbed light energy into diffusive thermal energy in biological tissue. Energy Procedia. 2012 Jan 1;19:158–66.
- [3] SHAMS, ESFANDABADI M., BEYGI MH MIRAN, A. MAHLOUJIFAR, and S. Moghimi: Studying thermal effects of laser on tissue using implicit finite volume method. Iran. J. Electr. Electron. Eng. 2005 1:23–28.
- [4] Crochet J, Gnyawali SC, Chen Y, Lemley EC, Wang LV, Chen WR. Temperature distribution in selective laser-tissue interaction. J. of Biomed. Opt. 2006 May;11(3):034031.
- [5] Andreozzi A, Brunese L, Iasiello M, Tucci C, Vanoli GP.
  Bioheat transfer in a spherical biological tissue: a comparison among various models. In. Phys. Conf. Ser. 2019 May 1 (Vol. 1224, No. 1, p. 012001). IOP Publishing.
- [6] Aghebati-Maleki A, Dolati S, Ahmadi M, Baghbanzhadeh A, Asadi M, Fotouhi A, Yousefi M, Aghebati-Maleki L. Nanoparticles and cancer therapy: Perspectives for application of nanoparticles in the treatment of cancers. J. Cell.Physiol.2020Mar;235(3):1962–72.
- [7] Mushaben M, Urie R, Flake T, Jaffe M, Rege K, Heys J. Spatiotemporal modeling of laser tissue soldering using photothermal nanocomposites. Lasers Surg. Med. 2018 Feb;50(2):143-52.
- [8] Jaunich M, Raje S, Kim K, Mitra K, Guo Z. Bio-heat transfer analysis during short pulse laser irradiation of tissues. Int. J. Heat Mass Transf. 2008 Nov 1;51(23– 24):5511–21.
- [9] Huang X, Jain PK, El-Sayed IH, El-Sayed MA. Plasmonic photothermal therapy (PPTT) using gold nanoparticles.LasersMed.Sci.2008Jul;23(3):217-28.

- [10] Imam, H., Mohamed, R. and Eldakrouri, A.: Primary Study of the Use of Laser-Induced Plasma Spectroscopy for the Diagnosis of Breast Cancer. Opt. Photonics J. 2012 2:193–199.
- [11] Pustovalov VK. Light-to-heat conversion and heating of single nanoparticles, their assemblies, and the surrounding medium under laser pulses. RSC Adv. 2016;6(84):81266-89.
- [12] Ash C, Dubec M, Donne K, Bashford T. Effect of wavelength and beam width on penetration in lighttissue interaction using computational methods. Lasers Med. Sci. 2017 Nov;32(8):1909–18.
- [13] Niemz MH. Laser-tissue interactions. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007.
- [14] Steiner R. Laser-tissue interactions. InLaser and IPL technology in dermatology and aesthetic medicine 2011 (pp. 23-36). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [15] Reichelt J, Winter J, Meister J, Frentzen M, Kraus D. A novel blue light laser system for surgical applications in dentistry: evaluation of specific lasertissue interactions in monolayer cultures. Clin. Oral Investig. 2017 May 1;21(4):985-94.
- [16] Winkler CJ. Laser-Tissue Interaction: Selecting a Laser for Surgery. Laser Surgery in Veterinary Medicine. 2019 Jun 4:22–31.
- [17] Shirkavand, Afshan, Leila Ataie Fashtami, Ezeddin Mohajerani, and Nasrin Zand: Laser safety importance in clinical laser applications. Iran. J. Med. Phys. 2018 15:117.
- [18] Enwemeka CS, Bumah VV, Masson-Meyers DS. Light as a potential treatment for pandemic coronavirus infections: A perspective. J. Photochem. Photobiol. B, Biol. 2020 Jun 1;207:111891.
- [19] Hussein AE, Diwakar PK, Harilal SS, Hassanein A. The role of laser wavelength on plasma generation and expansion of ablation plumes in air. J. Appl. Phys. 2013 Apr 14;113(14):143305.

- [20] Vogel A, Venugopalan V. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. Chem. Rev. 2003 Feb 12;103(2):577-644.
- [21] Ansari MA, Erfanzadeh M, Mohajerani E. Mechanisms of laser-tissue interaction: II. Tissue thermal properties. Lasers Med. Sci. 2013;4(3):99.
- [22] Fermi E, Richtmyer RD. Note on census-taking in Monte-Carlo calculations. Los Alamos Scientific Lab., Los Alamos, NM; 1948 Jul 11.
- [23] AFSARI, GOLSHAN MOHAMMAD, TAREI MARYAM GHASEMI, Mohammad Ali Ansari, and Ahmad Amjadi: The propagation of laser light in skin by Monte Carlo-diffusion method: A fast and accurate method to simulate photon migration in biological tissues. Lasers Med. Sci. 2011 2:109–114.
- [24] Burhan MT, Tozburun S. Monte-Carlo based simulations of photothermal response of nerve tissue for laser wavelengths of 1455 nm, 1490 nm, 1550 nm. InOptical Interactions with Tissue and Cells XXXI 2020 Feb 20 (Vol. 11238, p. 1123814). International Society for Optics and Photonics.
- [25] Prahl SA. A Monte Carlo model of light propagation in tissue. InDosimetry of laser radiation in medicine and biology 1989 Jan 10 (Vol. 10305, p. 1030509). International Society for Optics and Photonics.
- [26] Welch, A. J., and Gardner, C. M.: Monte Carlo Model for Determination of the Role of Heat Generation in Laser-Irradiated Tissue. ASME. J Biomech Eng. 1997 119:489-495.
- [27] Shirkavand A, Sarkar S, Hejazi M, Ataie-Fashtami L, Alinaghizadeh MR. A new Monte Carlo code for absorption simulation of laser-skin tissue interaction. Chin. Opt. Lett. 2007 Apr 10;5(4):238-40.
- [28] Hamley IW, Castelletto V. Biological soft materials. Angewandte Chemie International Edition. 2007 Jun 11;46(24):4442–55.

- [29] Ikeda K. Multiple-valued stationary state and its instability of the transmitted light by a ring cavity system. Opt. Commun. 1979 Aug 1;30(2):257-61.
- [30] Ikeda K, Daido H, Akimoto O. Optical turbulence: chaotic behavior of transmitted light from a ring cavity. Phys. Rev. Lett. 1980 Sep 1;45(9):709.
- [31] Alsing PM, Gavrielides R, Kovanis V. Controlling unstable periodic orbits in a nonlinear optical system: the Ikeda map. InProceedings of 1994 Nonlinear Optics: Materials, Fundamentals and Applications 1994 Jul 25 (pp. 72–74). IEEE.
- [32] Ouannas A, Khennaoui AA, Odibat Z, Pham VT, Grassi G. On the dynamics, control and synchronization of fractional-order Ikeda map. CHAOS SOLITON FRACT. 2019 Jun 1;123:108-15.
- [33] Sharif MA, Ghafary B, Ara MM. Temporal dynamics of optical bistability and modulation instability in colloidal nanoparticles. J. Nanophotonics 2015 Oct;9(1):093047.
- [34] Sharif MA, Salmani S, Ghafary B, Ara MM, Ezzati O. Effect of nanoparticles' diameter and concentration on the optical pulse formation in nanosuspensions. Phys. Chem. Liq. 2020 Sep 2;58(5):651-63.
- [35] Altshuler GB, Belikov AV, Erofeev AV. Nonlinear optical effects under laser pulse interaction with tissues. InLaser-Tissue Interaction II 1991 Jun 1 (Vol. 1427, pp. 141-150). International Society for Optics and Photonics.
- [36] Balyakin AA, Ryskin NM. A change in the character of modulation instability in the vicinity of a critical frequency. Technical Physics Letters. 2004 Mar;30(3):175-7.
- [37] Sharif MA. Modulation instability of optical nonlinear media, a route to chaos. In2011 Asia Communications and Photonics Conference and Exhibition (ACP) 2011 Nov 13 (pp. 1–8). IEEE.