

مدل سازی انتقال حرارت در برهمکنش لیزر - ماده زیستی نرم نرم از طریق نگاشت آشوب ایکدا

چکیده

مرتضی عبداللهی شریف^{۱*}
مهدیه شاه نظری^۲
معصومه پور عزت^۲

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 می گردد. رژیم آشوبناک از یک نگاشت معین تبعیت می کند. برهمکنش پرتو لیزر با یک ماده زیستی می تواند غیرخطی باشد. در آن صورت می توان برای آن یک الگوریتم مبتنی بر آشوب پیشنهاد داد.

روش بررسی: نگاشت ایکدا یک مدل جهانی برای توصیف مسیر آشوب در سیستم های نوری غیرخطی است که به صورت رفتار پیچیده غیرقابل پیش بینی نمایان می شود. اگرچه الگوریتم های مبتنی بر مونت کارلو می توانند فرآیندهای غیرخطی را مدل سازی کنند، اما الگوریتم مبتنی بر ایکدا با پدیده های نوری غیرخطی سازگارتر است؛ به ویژه اینکه از یک روش تصادفی پیروی نمی کند و در مقابل، از یک الگوی ریاضی تقلید می کند. نگاشت ایکدا همچنین می تواند رژیم ما قبل ناپایداری و آشوب را در قالب رفتار متناوب یا شبه متناوب توصیف نماید.

یافته ها: ما مدلی را برای شبیه سازی پدیده های انتقال حرارت در یک ماده زیستی نرم با استفاده از نگاشت ایکدا بنا می کنیم. 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 منجر به انعطاف پذیری و تطبیق پذیری روش مزبور در مقایسه با روش مونت کارلو می شود.

نتیجه: رهیافت پیشنهادی ما برای کاربردهایی مانند تزریق نانودارو با هدایت پرتو نور و جراحی ریز مناسب است.

واژه های کلیدی: برهمکنش لیزر - بافت، ماده نرم، نگاشت ایکدا، آشوب، غیرخطیت، انتقال دارو

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

نویسنده مسئول: مرتضی عبداللهی شریف
پست الکترونیکی:

m.abdolahisharif@ee.uut.ac.ir

۰۴۴۳۱۹۸۰۲۶۰

شماره تماس:

مقدمه

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 تأثیر مکانیسم های مختلفی از جمله بازتاب، شکست، جذب و پراکندگی قرار می گیرد 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 پدیده های مختلف مانند آشفته گی نوری، فرسایش، هیپرترمی، آسیب نوری و غیره ظاهر می شود [۱۵-۲۱].

روش مونت کارلو تکنیکی کارآمد برای شبیه سازی فرآیندهای آماری خطی و غیرخطی و شبه استاتیکی است. این روش اولین 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 شبیه سازی 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 می رسد یک الگوریتم جایگزین بتواند کارایی بیشتری داشته باشد. در حقیقت، مواد نرم بیولوژیکی به سوسپانسیون های کلونیدی همراه با بافت های بیولوژیکی دلالت دارد [۲۸]. به عنوان مثال، مایع خون از سلول های خونی معلق تشکیل شده است که در رگ خونی جریان دارند. این سیال می تواند به منظور انتقال داروی میکرو / نانو معلق به ارگانیسم مورد نظر به کار گرفته شود. چنین امری می تواند با یک فرآیند هدایت پرتو که مثلاً برای درمان سرطان در نانوپزشکی امروزه بسیار نویدبخش به نظر می رسد، حاصل گردد [۱]. به طور کلی، مواد نرم بیولوژیکی دارای خواص رئولوژیکی مشابه سوسپانسیون های کلونیدی هستند و شکل و ویژگی های فیزیکوشیمیایی آنها را می توان توسط یک سیال پیچیده مدل کرد [۲۸]. در همین حال، برهمکنش غیرخطی به دلیل شدت پرتو قوی می تواند 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 منجر به تغییر زیادی در وضعیت دینامیکی سیستم شود. برخلاف فرایند تصادفی، رژیم آشوبناک از الگوی قطعی پیروی می کند. 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 شبیه سازی تأثیر پرتو لیزری شدید بر پدیده های انتقال حرارت در یک ماده نرم بیولوژیکی استفاده می کنیم. اگرچه الگوریتم های مبتنی بر مونت کارلو می توانند فرآیندهای غیرخطی را مدل سازی کنند، الگوریتم مبتنی بر ایکدا با پدیده های نوری غیرخطی سازگارتر است زیرا از یک روش تصادفی پیروی نمی کند و در مقابل از یک الگوی دینامیکی تقلید می کند. نگاشت ایکدا همچنین می تواند حالت های قبل از ناپایداری و آشوب را به شکل رفتار دوره ای یا شبه دوره ای نشان دهد. این امر را می توان با تنظیم پارامترهای کنترلی پیاده سازی کرد. بنابراین، یک الگوریتم مبتنی بر آشوب مانند ایکدا می تواند فرآیندهایی مانند جراحی ریز هدایت شده با پرتو نور، انتقال دارو و تزریق را مدل سازی کند که از طریق آن کنترل نرخ انتشار / پراکندگی انتقال تابش / گرما نیز به خوبی لحاظ گردد. مدل الگوریتم پیشنهادی را می توان با روش مونت کارلو نیز ترکیب کرد. همچنین می توان آن را با شرایطی که ساختار / ماده بافت به طور ناگهانی تغییر می کند تطبیق داد و بنابراین، برآورد ناشی از دست کم گرفتن / بیش از حد لحاظ نمودن نیز می تواند به همان نسبت اصلاح شود.

روش بررسی

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

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

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، مدل سازی می شود [۳۳].

(۴)

$$\begin{cases} \left(I_{i,j,k}^{n+1}\right)^{1/2} = \left(I_0^n + \varsigma \left(I_{i,j,k}^n\right)^{1/2} \exp\left[i\left(\varphi_0 + I_{i,j,k}^n\right)\right]\right), \\ \left(I_{i,j,k+1}^{n+1}\right)^{1/2} = \left(I_{i,j,k}^{n+1}\right)^{1/2} \exp\left[-\left(\mu_a + \mu_s\right) \Delta z\right], \end{cases}$$

که در آن I_0^n شدت ورودی است. ς تحت عنوان عمق بازخورد عددی بین ۰ و ۱ است؛ φ_0 فاز اولیه پرتو نور است. بر این اساس، $S_{i,j,k}^n$ در معادله (۳) را می توان با عبارت $(\mu_s + \mu_a) I_{i,j,k}^n$ جایگزین نمود. همان طور که مشخص است، هر دو الگوریتم مونت کارلو و نگاشت ایکدا به طور همزمان قابل اعمال هستند.

برای مقادیر متوسط ς ، رفتار دینامیکی غیرخطی به صورت نوسانات شبه تناوبی ظاهر می شود. در مقابل، اگر ς به ۱ میل کند، انتقال به رژیم آشوبناک صورت خواهد گرفت. ς به خصوص برای فرایندهای تشخیصی غیرخطی مانند تکنیک تصویربرداری دو فوتونی، طیف سنجی همدوس رامان و غیره که از طریق آن نفوذ عمیق پرتو نور می تواند باعث دقت، وضوح و حساسیت بالایی شود، مقدار کمی است. از سوی دیگر، در فرایندهایی مانند انتقال دارو به کمک لیزر، نانوذرات به منظور درمان به بافت تزریق می شوند. همانطور که در بالا ذکر شد، این امر به نوبه خود می تواند منجر به افزایش میدان موضعی بر روی سطح نانوذرات شود و سپس یک سازوکار بازخورد قوی که با مقدار ς قابل محاسبه است، شکل خواهد گرفت [۳۴، ۱، ۶]. بنابراین، گرادیان دمایی ناشی از لیزر باید دقیقاً در اثرات 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؛ ρ چگالی است؛ C گرمای ویژه است و S توان لیزری است که در واحد حجم منتقل می شود. و آن را می توان به صورت $S = (\mu_s + \mu_a) I$ نوشت که در آن I شدت پرتو لیزر و μ_s و μ_a به ترتیب ضرایب پراکندگی و جذب بافت هستند. با نوشتن $\mathbf{q} = -\kappa \nabla T$ ، می توان معادله (۲) را به عنوان شکل انتگرالی معادله (۱) بدست آورد [۴].

$$\int \mathbf{q} \cdot d\mathbf{A} = \rho c \left(\int \left(\frac{\partial T}{\partial t} - S \right) dv \right). \quad (2)$$

معادله (۱) را می توان با استفاده از روش تفاضل محدود که در معادله (۳) ارائه شده است، گسسته سازی نمود.

(۳)

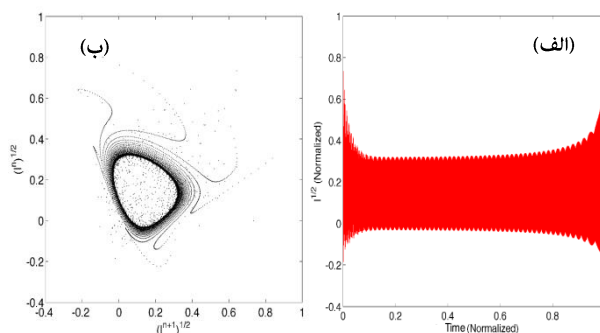
$$\begin{aligned} & \frac{T_{i-1,j,k}^n - 2T_{i,j,k}^n + T_{i+1,j,k}^n}{(\Delta x)^2} + \frac{T_{i,j-1,k}^n - 2T_{i,j,k}^n + T_{i,j+1,k}^n}{(\Delta y)^2} + \frac{T_{i,j,k-1}^n - 2T_{i,j,k}^n + T_{i,j,k+1}^n}{(\Delta z)^2} \\ & = \frac{S_{i,j,k}^n}{K} - \frac{\rho c}{K} \frac{T_{i,j,k}^{n+1} - T_{i,j,k}^n}{\Delta t}, \end{aligned}$$

که در آن i ، j و k به ترتیب شمارنده عددی مختصات فضایی x ، y و z هستند؛ n برای زمان است؛ Δx ، Δy ، Δz و Δt به ترتیب اندازه گام های مکانی و زمانی هستند. معادله (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 شبیه سازی الگوی حرارتی ناشی از شدت لیزر در بافت استفاده می شود. 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 [۳۳-۳۵]. 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 کلوتیدی مورد استفاده با هدف درمانی به سمت نواحی با شدت بالاتر نور جذب می شوند، افزایش یابد و در نتیجه، ضریب شکست غیرخطی بالایی را در محل تابش ایجاد نماید. [۳۳-۳۵]. روش اعمال ناپایداری ایکدا در مرحله

یافته‌ها و بحث

نگاشت ایکدا

همان‌طور که ذکر شد، نگاشت ارائه شده در معادله (۴) به مقدار ζ بسیار حساس است. شکل ۱(الف) سیر زمانی نوسانات شبه تناوبی را نشان می‌دهد که برای $\zeta = 0.633$ بدست آمده است. برای زمان‌های بسیار طولانی‌تر، 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 می‌دهد.



شکل ۱. (الف) رفتار نوسانی شبه‌تناوبی، (ب) پروفیل فاز نگاشت ایکدا، برای $\zeta = 0.633$

گرادیان دمایی

در مواد نرم بیولوژیکی، مقدار ζ همواره کم باقی می‌ماند. بنابراین، در اثر برهمکنش شدت لیزر با بافت، حالت دینامیکی غیرخطی بدور از وضعیت آشوبناکی خواهد بود. باین‌حال، رفتار شبه‌تناوبی همچنان حاکم خواهد بود. بنابراین، در این مقاله، شدت بازخورد ζ را در محدوده مقادیر متوسط فرض می‌کنیم یعنی $0 < \zeta < 0.25$. مقادیر فرضی برای سایر پارامترها در مرحله شبیه‌سازی عبارتند از

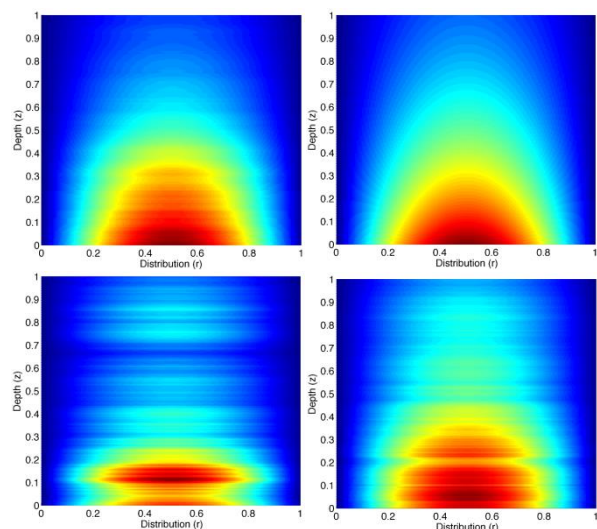
$$\mu_s = 100 \text{ cm}^{-1}, \mu_a = 0.6 \text{ cm}^{-1}$$

$$T_0 = 37^\circ\text{C}, c = 3662 \text{ Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$$

$$k = 0.512 \text{ Wm}^{-1}\text{K}^{-1} \text{ و } \rho = 1060 \text{ kgm}^{-3}$$

همچنین، دیود لیزری با طول موج 850 nm و توان 4.6 W به عنوان منبع نور در نظر گرفته شده است. سیستم مختصات استوانه‌ای برای حل عددی معادله (۱) انتخاب شده است. عمق نفوذ $z = 2 \text{ mm}$ برای تمام نتایج به‌دست‌آمده در شکل ۲، که در آن چهار مقدار

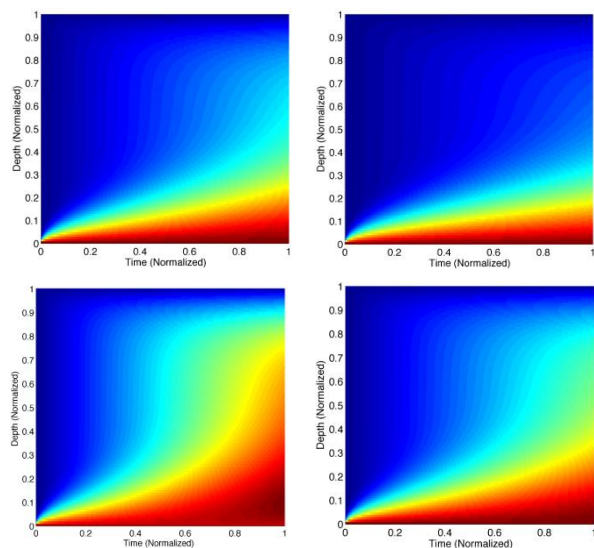
مختلف ζ پس از دو دقیقه تابش در نظر گرفته شده است، به ۱ بهنجار گردیده است. برای مورد $\zeta = 0$ ، اگر الگوریتم مونت کارلو به تنهایی پیاده‌سازی شود، نتیجه شبیه‌سازی یک الگوی دمایی یکنواخت را نشان می‌دهد (شکل ۲ (الف)). با این وجود، برای مقادیر عمق بازخورد $\zeta > 0$ ، الگوی دما به‌طور قابل توجهی تغییر می‌کند. درواقع، رفتار شبه‌نوسانی در نتیجه ناپایداری مدولاسیون نگاشت ایکدا ظاهر می‌شود. برای مقدار کوچکتر $\zeta = 0.05$ ، الگوی نشان داده شده در شکل ۲ (ب) تفاوت جزئی دما را در مقایسه با حالت بدون بازخورد نشان می‌دهد (شکل ۲ (الف)). این تفاوت برای الگوی به‌دست آمده برای مقدار بزرگتر $\zeta = 0.1$ (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 ($\zeta = 0.25$) ظاهراً منجر به عمق نفوذ کمتر برای مناطق دمای پایین‌تر 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 تشخیص‌تر است.



شکل ۲. توزیع دما در مختصات استوانه‌ای برای قدرتهای بازخورد مختلف نشان داده شده است.

(الف) $\zeta = 0$ (بدون بازخورد)، (ب) $\zeta = 0.05$ ، (ج) $\zeta = 0.1$ و (د) $\zeta = 0.25$

اثر ضریب جذب نیز ممکن است تعیین کننده 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.

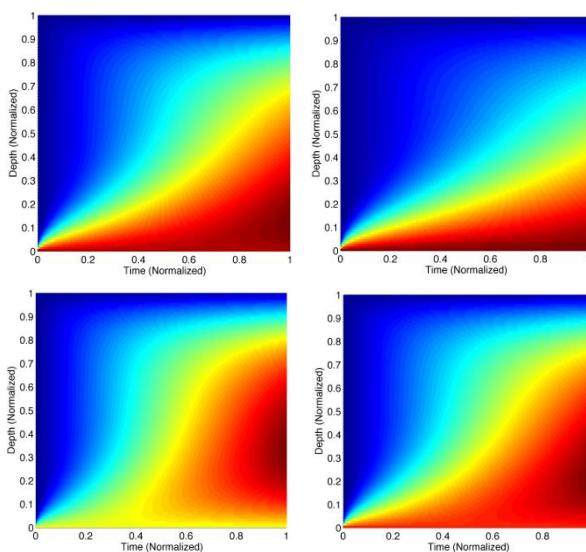


شکل ۴. تحول زمانی تغییرات دما در مختصات استوانه‌ای برای $\mu_a = -1.2 \text{ cm}^{-1}$ و برای عمق‌های بازخورد مختلف

(الف) $\zeta = 0$ (بدون بازخورد)، (ج) $\zeta = 0.1$ ، (د) $\zeta = 0.25$

به دنبال 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 به ویژه ویژگی‌های غیرخطی بافت از جمله شکست غیرخطی و جذب غیرخطی سوالی مطرح گردد. با این حال، در واقع 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 فرآوری شده توسط دای [۴] تغییراتی در مقادیر پارامترهای نوری وجود داشته باشد، با این وصف، از آنجایی که عمق نفوذ در مقایسه با طول غیرخطی مؤثر عمدتاً ناچیز است، نگاشت پیشنهادی معادله (۴) همچنان برای معرفی یک جنبه غیرخطی اولیه تأثیرگذار بر پدیده انتقال حرارت کافی خواهد بود. علاوه بر اینها، مدل پیشنهاد شده در این تحقیق انعطاف پذیر بوده و پویا می‌باشد. این حقیقت ناشی از آن است که

در مرحله بعد، سیر تحول زمانی توزیع گرما در بافت را بررسی می‌کنیم. تمام مقادیر پارامترها بدون تغییر هستند در حالی که حداکثر زمان تابش این زمان ۳ دقیقه در نظر گرفته شده است. شکل ۳ تحول زمانی تغییرات دما را بر حسب عمق نفوذ برای مقادیر مختلف در نظر گرفته شده برای عمق بازخورد نشان می‌دهد. عمق نفوذ برای ۳ دقیقه تابش می‌تواند تا ۰.۵ cm افزایش یابد. برای حالت بدون بازخورد (نشان داده شده در شکل ۳ (الف)) یک افزایش نسبتاً خطی برای الگوی گرادیان دما در طول زمان تابش استنتاج می‌شود. در حضور بازخورد، ویژگی خطی حتی برای مقدار کمتر عمق بازخورد ($\zeta = 0.05$) که نتیجه در شکل ۳ (ب) آمده است) کم و بیش زایل می‌شود و برای مقدار بزرگتر $\zeta = 0.1$ که نتیجه آن در شکل ۳ (ج) نشان داده شده است، این وضعیت تشدید می‌گردد. چنین حالتی در واقع نشان دهنده تغییر در عمق برای نقاط داغ است همانگونه که قبلاً در شکل ۲ (ج) نیز استنباط گردید. با این حال، نتیجه به دست آمده برای $\zeta = 0.25$ که در شکل ۳ (د) آمده است، نشان می‌دهد که بافت در زمان‌های اولیه تابش با دمای متوسط باقی می‌ماند. این به منزله آن است که اندرکنش نور با بافت نظر گرفتن بازخورد می‌تواند منجر به گرادیان دمایی غیرخطی در بافت به گونه‌ای شود که گرما را به نواحی عمیق‌تر هدایت نماید.



شکل ۳. تحول زمانی تغییرات دما در مختصات استوانه‌ای برای $\mu_a = -0.6 \text{ cm}^{-1}$ و برای عمق‌های بازخورد مختلف

(الف) $\zeta = 0$ (بدون بازخورد)، (ج) $\zeta = 0.1$ ، (د) $\zeta = 0.25$

نتیجه‌گیری

ما یک روش مدلسازی پدیده‌های 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 انعطاف‌پذیری، قابل پیش‌بینی‌بودن و امکان‌پذیری بررسی اثرات غیرخطی در نتیجه برهمکنش قوی لیزر - بافت است. از این رو، برای کاربردهایی در انتقال نانودارو با پرتو لیزر، جراحی ریز، و غیره این رهیافت 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 منجر به یک سازوکار بازخورد خواهد شد و بنابراین، اصولاً با ملاحظات مبتنی بر الگوریتم 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 می‌توان نتایج این روش را با داده‌های تجربی مطابقت داد. بر این اساس، روش پیشنهادی یک روش تطبیق‌پذیر است.

برای مقادیر متوسط عمق بازخورد، نگاشت ایکدا یک رفتار شبه‌تناوبی را نشان می‌دهد که از نظر ریاضی قابل پیش‌بینی است؛ در واقع رفتار دینامیکی در این حالت، آشوبناک 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 دوم مطلقاً ناپایدار است [۳۶-۳۷]. بنابراین، فرم اول می‌تواند برای اندرکنش ضعیف غیرخطیت با ماده نیز به‌کار رود. واضح است که برای مقادیر بزرگتر عمق بازخورد، یک حالت غیرقابل پیش‌بینی و یک مسیر به سمت رژیم آشوبناک نتیجه خواهد شد. باین‌حال، در 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 چشم‌انداز، این مدل برای تأیید می‌تواند در بوته آزمایش‌های تجربی قرار گیرد. برای این منظور، داده‌های تجربی حاصل از انتقال حرارت توسط تابش نور لیزر می‌تواند با داده‌های بدست آمده در این مقاله که متغیرهای آن برحسب متغیرهای واقعی بافت زنده انتخاب شده است، مقایسه گردد. پس از اختیار متغیرهای واقعی، یک عمق بازخورد متناسب بدست می‌آید تا داده‌ها با نتایج شبیه‌سازی بخوبی تطابق یابد. بدیهی است که مقدار عمق بازخورد می‌تواند بین ۰ و ۱ تغییر یابد. برای آن‌دسته از فرایندهای تصادفی دیگری که در روند انتقال حرارت ناشی از پرتو لیزر ظاهر می‌شوند، همچنان می‌توان روش مونته کارلو را با روش پیشنهادی حاضر ترکیب نمود و یک روش ترکیبی ارائه نمود.

References

- [1] 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 self-trapping 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.* 2020 Mar;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. *Lasers Med. Sci.* 2008 Jul;23(3):217–28.
- [10] Imam, H. , Mohamed, R. and Eldakroui, 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 light-tissue 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*. In *Laser 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 laser-tissue 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. In *Optical Interactions with Tissue and Cells XXXI* 2020 Feb 20 (Vol. 11238, p. 1123814). International Society for Optics and Photonics.
- [25] Prah SA. A Monte Carlo model of light propagation in tissue. In *Dosimetry 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. In *Proceedings 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. In *Laser-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. In *2011 Asia Communications and Photonics Conference and Exhibition (ACP) 2011* Nov 13 (pp. 1-8). IEEE.