لیزر در پزشکی ۱۴۰۰/ دوره ۱۸ / شماره (۴) / صفحات ۸-۱.

مقاله پژوهشی

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

مرتضی عبداللهی شریف[۱]*
مهدیه شاه‌نظری[۲]
معصومه پورعزت[۲]

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

چکیده

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 پیش‌بینی نمایان می‌شود. 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 متناوب توصیف نماید.

یافته‌ها: ما مدلی را برای شبیه‌سازی پدیده‌های 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 انعطاف‌پذیری و تطبیق‌پذیری روش مزبور در مقایسه با روش مونت کارلو می‌شود.

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

واژه‌های کلیدی: برهمکنش لیزر – بافت، ماده نرم، نگاشت ایکدا، آشوب، غیرخطیت، انتقال دارو

نویسندهٔ مسئول: مرتضی عبداللهی شریف
پست الکترونیکی:
m.abdolahisharif@ee.uut.ac.ir
شماره تماس: ۰۴۴۳۱۹۸۰۲۶۰

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

مقـــدمه

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 [۱۵-۲۱].

روش مونت کارلو تکنیکی کارآمد برای شبیه‌سازی فرآیندهای آماری خطی و غیرخطی و شبه‌استاتیکی است. این روش اولین بار در سال ۱۹۴۸ اختراع شد و به سرعت در زمینه‌های 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 سوسپانسیون‌های کلوئیدی همراه با بافت‌های بیولوژیکی دلالت دارد [۲۸]. به‌عنوان مثال، مایع خون از سلول‌های 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 نانوپزشکی 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 می‌شود [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 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 می‌توان آن را با شرایطی که ساختار / ماده بافت به‌طور ناگهانی تغییر می‌کند تطبیق داد و بنابراین، برآورد ناشی ازدست‌کم‌گرفتن / بیش‌ازحد لحاظ نمودن نیز می‌تواند 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.

$$\nabla^2 T\left(r,t\right)=\frac{1}{\kappa}\left(S\left(r,t\right)-\rho c\,\frac{\partial T\left(r,z\right)}{\partial t}\right), \quad (۱)$$

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

که در آن T دما و κ هدایت حرارتی بافت است؛ ρ چگالی است؛ c گرمای ویژه است و S توان لیزری است که در واحد حجم منتقل می‌شود. وآن را می‌توان به‌صورت $S=(\mu_s+\mu_a)I$ نوشت که درآن I شدت پرتو لیزر و μ_s و μ_a به ترتیب ضرایب پراکندگی و جذب بافت هستند. با نوشتن $\mathbf{q}=-\kappa\nabla T$، می‌توان معادله (۲) را به عنوان شکل انتگرالی معادله (۱) بدست آورد [۴].

$$\int \mathbf{q}.\mathbf{n}dA=\rho c\left(\int\left(\frac{\partial T}{\partial t}-S\right)dv\right). \qquad (۲)$$

معادله (۱) را می‌توان با استفاده از روش تفاضل محدود که در معادله (۳) ارائه شده است، گسسته‌سازی نمود.

(۳)

$$\frac{T^n_{i-1,j,k}-2T^n_{i,j,k}+T^n_{i+1,j,k}}{(\Delta x)^2}+\frac{T^n_{i,j-1,k}-2T^n_{i,j,k}+T^n_{i,j+1,k}}{(\Delta y)^2}+\frac{T^n_{i,j,k-1}-2T^n_{i,j,k}+T^n_{i,j,k+1}}{(\Delta z)^2}$$
$$=\frac{S^n_{i,j,k}}{\kappa}-\frac{\rho c}{\kappa}\frac{T^{n+1}_{i,j}-T^n_{i,j}}{\Delta t},$$

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 شبیه‌سازی الگوی حرارتی ناشی از شدت لیزر در بافت استفاده می‌شود. دلیل اصلی این ایده مشاهده پدیده خودکانونی‌شدن و متعاقباً پاسخ غیرخطی قوی در مواد نرم بیولوژیکی است که توسط یک شدت پرتو شدید ایجاد می‌شود [۳۳-۳۵]. پیش‌بینی می‌شود که پاسخ غیرخطی در طی یک جراحی ریز هدایت‌شده با پرتو نور، انتقال دارو یا تزریق که در آن نانوذرات کلوئیدی مورد استفاده با هدف درمانی به سمت نواحی با شدت بالاتر نور جذب می‌شوند، افزایش یابد و درنتیجه، ضریب شکست غیرخطی بالایی را در محل تابش ایجاد نماید. [۳۳-۳۵]. روش اعمال ناپایداری ایکدا در مرحله 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 می‌شود [۳۳].

(۴)

$$\begin{cases}\left(I^{n+1}_{i,j,k}\right)^{1/2}=\left(I^n_0+\varsigma\left(I^n_{i,j,k}\right)^{1/2}\exp\left[i\left(\varphi_0+I^n_{i,j,k}\right)\right]\right),\\ \left(I^{n+1}_{i,j,k+1}\right)^{1/2}=\left(I^{n+1}_{i,j,k}\right)^{1/2}\exp\left[-(\mu_a+\mu_s)\Delta z\right],\end{cases}$$

که در آن I^n_0 شدت ورودی است. ς تحت عنوان عمق بازخورد عددی بین ۰ و ۱ است؛ φ_0 فاز اولیه پرتو نور است. بر این اساس، $S^n_{i,j,k}$ در معادله (۳) را می‌توان با عبارت $(\mu_s+\mu_a)I^n_{i,j,k}$ جایگزین نمود. همان‌طور که مشخص است، هر دو الگوریتم مونت کارلو و نگاشت ایکدا به‌طور همزمان قابل اعمال هستند.

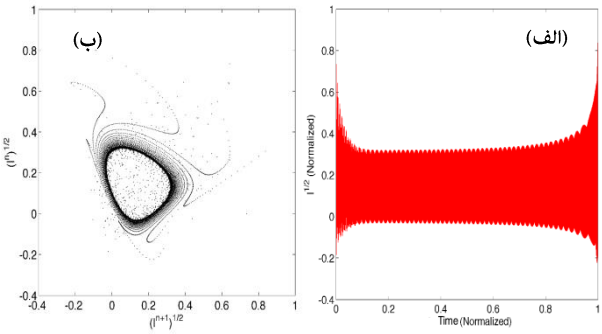
برای مقادیر متوسط ς ، رفتار دینامیکی غیرخطی به صورت نوسانات شبه‌تناوبی ظاهر می‌شود. در مقابل، اگر ς به ۱ میل کند، انتقال به رژیم آشوبناک صورت خواهد گرفت. ς به خصوص برای فرآیندهای تشخیصی غیرخطی مانند تکنیک تصویربرداری دو فوتونی، طیف‌سنجی همدوس رامان و غیره که از طریق آن نفوذ عمیق پرتو نور می‌تواند باعث دقت، وضوح و حساسیت بالایی شود، مقدار کمی است. ازسوی‌دیگر، در فرآیندهایی مانند انتقال دارو به کمک لیزر ، نانوذرات به‌منظور درمان به بافت تزریق می‌شوند. همانطور که در بالا ذکر شد، این امر به نوبه خود می‌تواند منجربه افزایش میدان موضعی بر روی سطح نانوذرات شود و سپس یک سازوکار بازخورد قوی که با مقدار ς قابل محاسبه است، شکل خواهد گرفت [۱،۶،۳۴]. 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.

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

یافته‌ها و بحث

نگاشت ایکدا

همان‌طور که ذکر شد، نگاشت ارائه شده در معادله (۴) به مقدار ς بسیار حساس است. شکل ۱(الف) سیر زمانی نوسانات شبه تناوبی را نشان می دهد که برای $\varsigma = 0.633$ بدست آمده است. برای زمان‌های بسیار طولانی‌تر، دامنه نوسانات به طور تصاعدی افزایش می‌یابد که به معنای گذار به رژیم آشوبناکی است. ازسوی‌دیگر، شکل ۱(ب) پروفیل فاز نگاشت ایکدا را نشان می دهد.

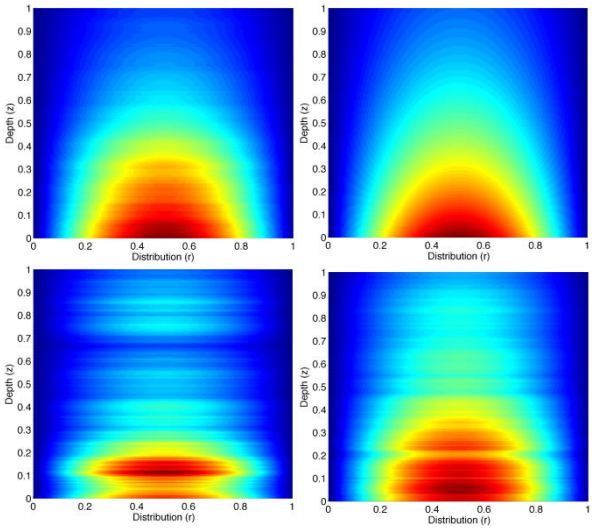


شکل ۱. (الف) رفتار نوسانی شبه‌تناوبی، (ب) پروفیل فاز نگاشت ایکدا، برای ς=0.633

گرادیان دمایی

در مواد نرم بیولوژیکی، مقدار ς همواره کم باقی می ماند. بنابراین، در اثر برهمکنش شدت لیزر با بافت، حالت دینامیکی غیرخطی بدور از وضعیت آشوبناکی خواهد بود. بااین‌حال، رفتار شبه‌تناوبی همچنان حاکم خواهد بود. بنابراین، در این مقاله، شدت بازخورد ς را در محدوده مقادیر متوسط فرض می‌کنیم یعنی $0 < \varsigma < 0.25$. مقادیر فرضی برای سایر پارامترها در مرحله شبیه‌سازی عبارتند از $\mu_a = 0.6\ \mathrm{cm}^{-1}$، $\mu_s = 100\ \mathrm{cm}^{-1}$، $c = 3662\ \mathrm{Jkg}^{-1}\mathrm{K}^{-1}$، $T_0 = 37\ ^\circ\mathrm{c}$، $\rho = 1060\ \mathrm{kgm}^{-3}$ و $k = 0.512\ \mathrm{Wm}^{-1}\mathrm{K}^{-1}$.

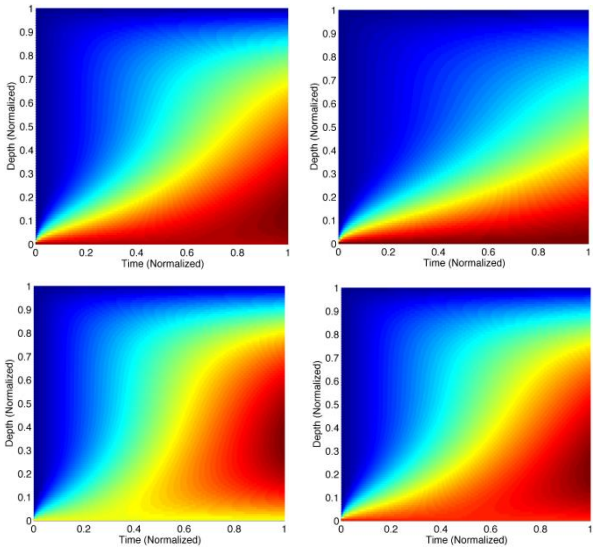
همچنین، دیود لیزری با طول موج 850 nm و توان 4.6 W به عنوان منبع نور در نظر گرفته شده است. سیستم مختصات استوانه‌ای برای حل عددی معادله(۱) انتخاب شده است. عمق نفوذ $z = 2$ mm برای تمام نتایج به‌دست‌آمده در شکل ۲، که در آن چهار مقدار مختلف ς پس از دو دقیقه تابش در نظر گرفته شده است، به ۱ بهنجار گردیده است. برای مورد $\varsigma = 0$، 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 $\varsigma > 0$، الگوی دما به‌طور قابل توجهی تغییر می‌کند. درواقع، رفتار شبه‌نوسانی درنتیجه ناپایداری مدولاسیون نگاشت ایکدا ظاهر می‌شود. برای مقدار کوچکتر $\varsigma = 0.05$، 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 $\varsigma = 0.1$ (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 ($\varsigma = 0.25$) 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) ς= 0 (بدون بازخورد)، (ب) ς= 0.05، (ج) ς= 0.1 و (د) ς= 0.25

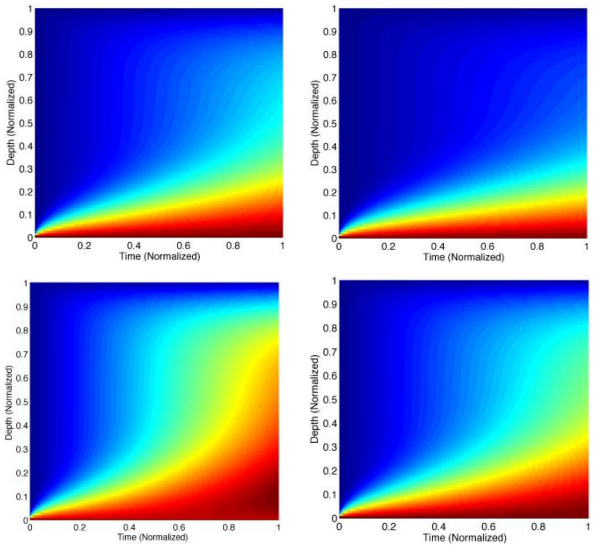
[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

در مرحله بعد، سیر تحول زمانی توزیع گرما در بافت را بررسی می‌کنیم. تمام مقادیر پارامترها بدون تغییر هستند درحالی‌که حداکثر 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 می‌تواند تا $0.5\,\mathrm{cm}$ 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 ($\varsigma = 0.05$ که نتیجه در شکل ۳(ب) آمده است) کم و بیش زایل می‌شود و برای مقدار بزرگتر $\varsigma = 0.1$ که نتیجه آن در شکل ۳ (ج) نشان داده شده است، این وضعیت تشدید می‌گردد. چنین حالتی در واقع نشان‌دهنده تغییر در عمق برای نقاط داغ است همانگونه که قبلاً در شکل ۲ (ج) نیز استنباط گردید. با این‌حال، نتیجه به‌دست‌آمده برای $\varsigma = 0.25$ که در شکل ۳(د) آمده‌است، نشان می‌دهد که بافت در زمان‌های اولیه تابش با دمای متوسط باقی می‌ماند. این به منزله آن است که اندرکنش نور با در نظرگرفتن بازخورد می‌تواند منجر به گرادیان دمایی غیرخطی در بافت به‌گونه‌ای شود که گرما را به نواحی عمیق‌تر هدایت نماید.



شکل ۳. تحول زمانی تغییرات دما در مختصات استوانه‌ای برای μa=-0.6 cm-1 و برای عمق‌های بازخورد مختلف
(الف) $\varsigma = 0$ (بدون بازخورد)، (ج) $\varsigma = 0.1$ ،(د) $\varsigma = 0.25$

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

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. بااین‌حال، درواقع 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 [۴] تغییراتی در مقادیر پارامترهای نوری وجود داشته باشد، با این وصف، از آنجایی‌که 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. علاوه‌بر اینها، مدل پیشنهادشده در این تحقیق انعطاف‌پذیر بوده و پویا می‌باشد. این حقیقت ناشی از آن است که

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

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 [۳۷-۳۶]. 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. بااین‌حال، 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.

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 درنتیجه 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 منجربه 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 این‌حال، 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.

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

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 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 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. 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 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.

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]

[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.

[Downloaded from icml.ir on 2024-10-12]