

## مطالعه اثرات گرمایی لیزر در درمان سرطان سر و گردن به کمک نانوذرات چندلایه‌ای

### خلاصه

**مقدمه:** سرطان بیماری است که از تکثیر غیر طبیعی سلول‌های بدن آغاز می‌شود. یکی از شایع‌ترین مدل‌های این بیماری، سرطان سر و گردن است. در این مقاله اثرات گرمایی نور لیزر دیود در درمان بافت سرطانی سر و گردن و در حضور نانوذرات چندلایه‌ای پایه فلزی مورد مطالعه قرار گرفته است.

**روش بررسی:** محاسبات با استفاده از روش عددی المان محدود و با بهره‌گیری از فیزیک انتقال حرارت در بافت‌های بیولوژیکی انجام شده است. در این مطالعه به بررسی عملکرد این روش درمانی و سپس به بررسی پارامترهای مؤثر مانند دما، شدت و توان نور لیزر، چگالی جریان و میدان الکتریکی باریکه پرداخته شده است. همچنین اثرات گرمای متابولیک، رسانش بافت و تومور و نیز تغییرات نرخ پرفیوژن خون با دما در نظر گرفته شده است.

**یافته‌ها:** یافته‌ها نشان می‌دهند که دما در ناحیه بافت سرطانی در حضور نانوذرات به‌طور چشمگیری افزایش یافته است. همچنین طبق معادلات ماکسول مشخص شد که میدان، چگالی جریان و توان باریکه در حضور نانوذرات پایه کامپوزیتی افزایش و با دور شدن از نانوذرات سپس کاهش می‌یابند.

**نتیجه‌گیری:** بررسی نمودارهای دمایی نشان دهنده نقش مثبت این روش درمانی است که ناشی از انتخاب مناسب و دقیق تمام عوامل مؤثر اعم از جنس و سایز نانوذرات، ویژگی‌های لیزر از قبیل شدت، طول موج و فیزیک شبیه‌سازی می‌باشد. همچنین نتیجه می‌شود که میدان الکتریکی، چگالی جریان و توان دارای رابطه مستقیم هستند و در این روش درمانی با تابش نور لیزر بر نانوذرات این پارامترها در حضور نانوذرات افزایش و سپس افت خواهند کرد.

**واژه‌های کلیدی:** گرما درمانی، نانوذرات، سرطان سر و گردن و لیزر

امیرحسین براتی سده<sup>۱</sup>  
حسین پورشیخی<sup>۲</sup>  
فاطمه رضائی<sup>۳</sup>

۱. پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲. دانشکده زیست‌شناسی، دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران، تهران، ایران

۳. دانشکده فیزیک، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران، ایران

نویسنده مسئول: فاطمه رضائی، تلفن: ۰۲۱۲۳۰۶۴۲۱۸  
پست الکترونیک: fatemehrezaei@kntu.ac.ir

## مقدمه

امروزه، یکی از شایع‌ترین، بدخیم‌ترین و کشنده‌ترین انواع سرطان‌ها سرطان سر و گردن می‌باشد [۵-۱] که سالانه منجر به مرگ میلیون‌ها انسان در سراسر دنیا شده است. از جمله روش‌های درمانی که سالیان سال از آن‌ها برای درمان و جلوگیری از پیشرفت این بیماری استفاده شده است، می‌توان به شیمی درمانی، هورمون درمانی، پرتودرمانی و ... اشاره کرد [۲ و ۹-۶]. در سالیان اخیر، روش گرمادرمانی به کمک لیزر و بهره‌گیری از انواع جذب‌کننده‌های نوری نانوذره‌ای با ساختارهای مختلف از جنس طلا، پلیمر و نانوتیوب‌های کربنی و ... به‌عنوان یکی از دقیق‌ترین و مؤثرترین روش‌های درمان مطرح شده است. همچنین نانومیله‌های فلزی زیست‌سازگار مانند طلا و نقره باعث جذب هرچه بهتر و بیشتر انرژی نور لیزر و انتقال مؤثرتر آن به بافت مورد نظر می‌شوند [۱۴-۱۰]. همچنین از مهم‌ترین ویژگی‌های نانومیله‌های طلا می‌توان به سنتز آسان آن‌ها و غیرسمی بودن آن‌ها اشاره کرد. علاوه بر این، برای بالا بردن بازدهی این روش درمانی و انتقال مؤثر نانوذرات از موادی مانند پلی‌اتیلن گلیکول، فولیک اسید، مواد قندی و ... به عنوان پوشش نانوذرات استفاده می‌کنند. به‌طورمثال، پلی‌اتیلن گلیکول باعث پایدار ماندن نانوذرات در بدن، افزایش زیست‌سازگاری آن‌ها و همچنین انتقال مؤثر به بافت سرطانی می‌شود [۱۵ و ۱۶].

از مهم‌ترین مزایای این روش درمانی، دقت بالا در تابش و عدم آسیب به بافت‌های سالم مجاور، بازدهی بالا و بدون درد یا کم‌درد بودن آن است [۱۷]. لازم به ذکر است که این نوع سرطان به دلیل حساسیت بسیار بالا و واکنش شدید در اثر تجویز روش درمانی نامناسب، شروع به رشد می‌کند و منجر به افزایش دوچندان فعالیت خود می‌شود. به همین دلیل نیاز است که ابتدا روش درمانی مناسب را با روش‌های شبیه‌سازی پیدا نمود و دوز مناسب تابش را یافت و سپس بعد از طی مراحل تحقیقاتی شروع به آزمایش بر روی حیواناتی از قبیل موش و خرگوش و در نهایت بر روی انسان‌ها نمود.

در این مقاله اثرات گرمایی تابش نور لیزر به بافت سرطانی با حضور نانوذرات به کمک نرم‌افزار کامسول مطالعه شده است. نتایج نمودارهای دمایی در این تحقیق نشان‌دهنده تأثیرات مثبت و بازدهی بالای این روش درمانی است. وجه تمایز این پژوهش با سایر مقالات این است که در این تحقیق از ساختار کامپوزیت نانوذرات استفاده شده است که تاکنون مشابه این ساختار به صورت مجموعه در هیچ مقاله‌ای استفاده نشده است. نتایج این تحقیق بازدهی بالا و ویژگی‌های قابل قبولی از لحاظ عملکرد از خود نشان داده است.

## شبیه‌سازی

در این مقاله از لیزر دیود با طول موج ۸۰۸ نانومتر با پیک توان ۰/۲ وات جهت تابش بافت استفاده شده است. شدت لیزر  $10^{11} \times 2/83$  وات بر متر مربع و قطر لکه لیزر متمرکز شده در ناحیه تابش ۳ میکرومتر و زمان

تابش ۱ دقیقه است. در شکل ۱ شماتیکی از نانوذره با اجزای تشکیل‌دهنده آن نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، نانوذره کامپوزیتی میله‌ای انتخاب‌شده دارای یک هسته و دو لایه است. جنس هسته، لایه اول و لایه دوم نانوذره به ترتیب نقره، طلا و پلی‌اتیلن گلیکول است. طول هسته، لایه اول و لایه دوم به ترتیب ۲۲، ۴۴ و ۵۰ نانومتر در نظر گرفته شده است و از ۱۵ نانوذره میله‌ای که در میان بافت سرطانی کاشته شده‌اند، جهت درمان با لیزر استفاده شده است.



شکل ۱: شماتیکی از نانومیله کامپوزیتی چندلایه‌ای

در این مقاله با روش المان محدود و فیزیک انتقال حرارت در بافت‌های بیولوژیکی به محاسبات پروسه درمان پرداخته شده است. همچنین تومور سرطانی به صورت ناحیه مربعی شکل به ضلع ۱۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است که در آن نانوذرات در میان آن یعنی در طول ۵ میکرومتری قرار گرفته‌اند. دلیل انتخاب نانوذرات سه‌لایه‌ای و نحوه انتخاب ضخامت لایه‌ها بدین صورت است که در این تحقیق، ابتدا شبیه‌سازی براساس نانوذرات تک‌هسته انجام شد و مشاهده شد که با افزایش منطقی لایه‌های نانوذرات چه از لحاظ ضخامت و چه از منظر جنس، کارآمدی روش درمانی افزایش یافته است و اثرات بسیار مثبتی مشاهده گردید. دلیل دیگر آن است که در اکثر مقالات معتبر داخلی و خارجی در سال‌های اخیر، گرایش به استفاده از این گونه نانوذرات چندلایه‌ای به دلیل عملکرد مناسب در بازدهی روش درمانی افزایش یافته است. دلیل انتخاب ابعاد کلی نانوذره به اندازه ۵۰ نانومتر این است که نانوذرات به‌طور کلی در برابر امواج الکترومغناطیسی بهترین رزونانس و ارتعاش فرکانسی خود را در این حوالی انجام می‌دهند. به‌علاوه دلیل انتخاب پلی‌اتیلن گلیکول در لایه آخر این است که این ماده سبب پایدارتر شدن نانوذرات در بافت و افزایش زیست‌سازگاری و همچنین منجر به ارسال بهتر و دقیق‌تر نانوذرات به بافت مورد نظر می‌شود. ضخامت آن نیز طی شبیه‌سازی‌های انجام‌شده در سایزهای مختلف به صورت مقدار بهینه انتخاب شده است. لازم به ذکر است که با افزایش ضخامت این لایه‌ها شدت نور لیزر به میزان مطلوبی به لایه‌های طلا و نقره به علت کم بودن عمق نفوذ امواج الکترومغناطیسی نمی‌رسد که این امر سبب کاهش رزونانس و افت بازدهی روش درمانی می‌شود. همچنین با کاهش ضخامت این لایه مشاهده شد که ویژگی‌های مدنظر اعم از پایداری و ارسال دقیق نانوذرات به بافت مورد نظر کاهش می‌یابد و یا از بین می‌رود. دلیل انتخاب جنس فلزی برای نانوذرات این است که آن‌ها بهترین عملکرد را در برابر امواج الکترومغناطیسی نور لیزر از خود نشان می‌دهند و با افزایش جذب نور به کارآمدتر شدن روش

گیری از مجموعه‌ای از نانوذرات میله‌ای شکل بررسی شده است. جهت بررسی تحولات دمایی از معادله زیر که در برگیرنده اثرات گرمای متابولیک، رسانش بافت و تومور و نیز نرخ پرفیوژن خون است، استفاده شده است.

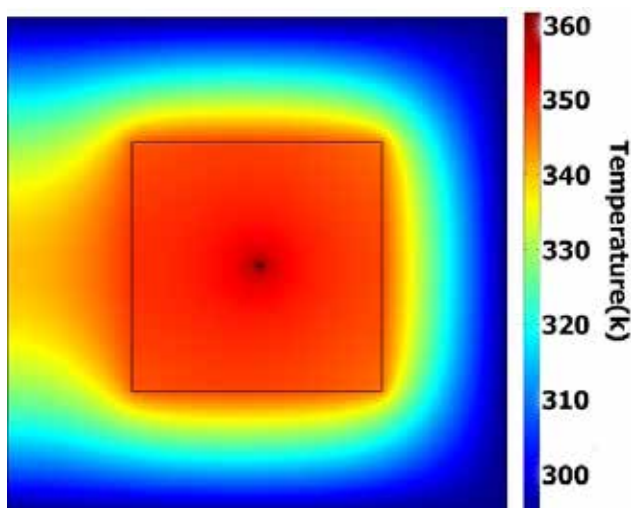
$$d_z \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + d_z \rho C_p u_b \cdot \nabla T + \nabla \cdot q = d_z Q + d_z Q_{bio}, \quad (4)$$

که در آن  $u_b$  (m/s)،  $Q_{bio}$  (W/m<sup>2</sup>)،  $Q$  (W/m<sup>2</sup>)،  $q$  (W/m<sup>2</sup>) به ترتیب شارش حرارت به وسیله رسانش بافت، حرارت ناشی از نور لیزر، منبع حرارت گرمایی بیولوژیکی و سرعت شارش خون در بافت هستند. همچنین  $T$  (K°) و  $k$  (W/m.K) ،  $C_p$  (J/(K.g.K)) ،  $\rho$  (kg/m<sup>3</sup>) ،  $d_z$  (mm) به ترتیب ضخامت بافت، چگالی، حرارت ویژه، رسانش گرمایی و دمایی بافت هستند. به علاوه  $q$  در معادله فوق از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$q = -d_z k \nabla T, \quad (5)$$

در شکل ۲ توزیع کیفی دما در ناحیه تومور با حضور نانوذرات میله‌ای نشان داده شده است.

در شکل ۳ تغییرات کمی دمایی بافت با حضور نانوذرات بر حسب فاصله از موقعیت توده سرطانی نشان داده شده است. در این محاسبات، زمان تابش ۶۰ ثانیه است. با توجه به نمودار رسم شده در شکل ۲ و ۳ افزایش دما به خوبی فقط به بافت سرطانی محدود شده است و بیشینه دما تقریباً برابر با ۳۶۰ درجه کلوین در ناحیه تجمع نانوذرات است. این افزایش قابل توجه دما به دلیل جذب بالای نانوذرات میله‌ای در این طول موج می‌باشد که موجب تخریب سلول‌های تومور خواهد شد. لازم به ذکر است که اگر نانومیله‌های استفاده شده به بافت سرطانی تزریق نمی‌شدند، دمایی ناحیه تومور تنها چند درجه افزایش پیدا می‌کرد که این امر ناشی از جذب نور



شکل ۲: نمودار تغییر توزیع دمایی نانوذرات حین تابش باریکه لیزر

درمانی کمک می‌کنند. به علاوه، مواد ذکر شده دارای کمترین سمیت ممکن بین مواد موجود هستند که این ویژگی هم نشان دهنده مزیت این روش درمانی است. بایستی خاطرنشان کرد که این روش درمانی با توجه به استفاده از نور لیزر و نانوذرات کامپوزیتی مناسب، روشی غیرمخرب و غیرتهاجمی است که کمترین آسیب را به بافت‌های سالم وارد می‌کند.

### بررسی مکانیزم اثرات گرمایی درمان با نور لیزر

اثرات گرمایی لیزر در درمان به این صورت است که بعد از تزریق نانوذرات به ناحیه سرطانی و تجمع آن‌ها در آن ناحیه از بافت، نور لیزر را بر روی بافت مورد نظر به مدت محدود می‌تابانند. با رسیدن نور لیزر به نانوذرات، آن‌ها انرژی باریکه تابش شده را به گرما تبدیل می‌کنند و این گرمای تولید شده را به بافت اطرافشان که همان بافت سرطانی است، منتقل می‌کنند. با افزایش دمای بافت سرطانی به مقدار بیش از آستانه تخریب، این بافت شروع به از بین رفتن و تخریب شدن می‌کند. بدین ترتیب این روش درمانی به عنوان یکی از مؤثرترین شیوه‌های درمان مطرح می‌شود. در این مقاله، برای تابش از لیزر با پروفایل تابشی گاوسی<sup>۱</sup> که با رابطه زیر نشان داده می‌شود، به مدت سه دقیقه استفاده شده است.

$$I(r, z) = I_0(z) \exp\left[\frac{-2r^2}{\omega^2(z)}\right], \quad (1)$$

که در آن  $r$  فاصله شعاعی و برابر با  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$  است. پارامترهای  $I_0$ ،  $I$  و  $W(z)$  به ترتیب شدت، فاصله در راستای تابش و شعاع تابش لیزر هستند. لازم به ذکر است که به منظور بررسی دقیق پاسخ بافت به باریکه نور لیزر بایستی مساحت لکه فوکوس آن محاسبه گردد که مطابق رابطه زیر به دست می‌آید:

$$W(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_R}\right)^2}, \quad (2)$$

که در آن  $w_0$  کمر باریکه لیزر و  $z_R$  به محدوده ریلی معروف است و به صورت زیر بر حسب تابعی از طول موج محاسبه می‌شود:

$$z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda}. \quad (3)$$

در رابطه فوق،  $\lambda$  طول موج لیزر می‌باشد.

### یافته‌ها

#### بررسی تغییرات دمایی

در این مقاله فرآیند درمان سرطان سر و گردن با استفاده از لیزر و بهره

#### 1. Gaussian emission profile

نشان‌دهنده میدان الکتریکی، گذردهی الکتریکی، نفوذپذیری مغناطیسی، سرعت انتشار نور، زمان و رسانش ماده می‌باشند.

### بررسی تغییرات چگالی جریان الکتریکی

به منظور بررسی تغییرات جزئی در نحوه توزیع جریان الکتریکی و رابطه آن با تحولات میدان الکتریکی، شکل ۵ ترسیم شده است. همان طور که از معادله (۸) و شکل ۵ ملاحظه می‌شود، چگالی جریان الکتریکی که با  $J(A/m^2)$  نشان داده می‌شود، دارای رابطه مستقیم با رسانش ماده و همچنین میدان الکتریکی است. اما از آنجاکه در حین آزمایش، رسانندگی مواد ثابت در نظر گرفته شده است، نوسانات چگالی جریان مرتبط با تغییرات میدان الکتریکی است [۲۰-۱۹]:

$$J = \sigma E. \quad (8)$$

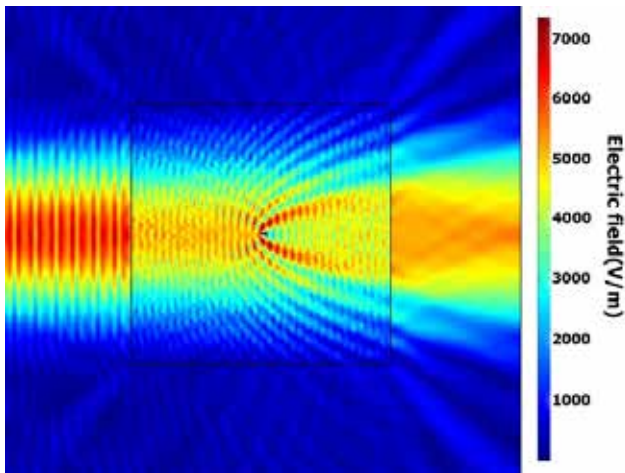
### بررسی تغییرات توان

شکل ۶ تحولات مکانی توان مربوط به انتشار نور لیزر را در بافت نشان می‌دهد. از آنجایی که توان دارای رابطه مستقیم با انرژی انتشار یافته یا همان بردار پوینتینگ است و بردار پوینتینگ نیز دارای رابطه مستقیم با میدان الکتریکی است، در نتیجه، با کاهش میدان الکتریکی نور لیزر تابیده شده بر بافت حاوی نانوذرات، توان کاهش خواهد یافت [۲۰]. به طور کلی توان مرتبط با امواج الکترومغناطیس و بردار پوینتینگ به ترتیب از معادلات (۹) و (۱۰) محاسبه می‌گردند:

$$P = \langle S \rangle = \frac{c}{8\pi} E^2. \quad (9)$$

$$P(w) = \langle S \rangle \quad (10)$$

که در روابط بالا  $P(w)$  و  $\langle S \rangle$  به ترتیب بیانگر توان و میانگین انرژی انتشار یافته می‌باشند.



شکل ۴: بررسی تغییرات میدان الکتریکی نور لیزر تابیده شده بر بافت شامل نانوذرات میله‌ای کامپوزیتی

لیزر توسط بافت می‌باشد. این پدیده به این علت اتفاق می‌افتد که شدت پرتوی لیزر به دلیل حضور بیشتر نانوذرات در مرکز تومور بیشینه مقدار را دارا می‌باشد و علاوه بر این با انتشار نور لیزر در داخل تومور و بافت عملاً بخشی از شدت لیزر جذب می‌شود و بیشترین مقدار شدت لیزر و جذب در نقطه کانونی شدن می‌باشد. همچنین با دور شدن بافت از لیزر، میزان دما به تدریج کاهش می‌یابد.

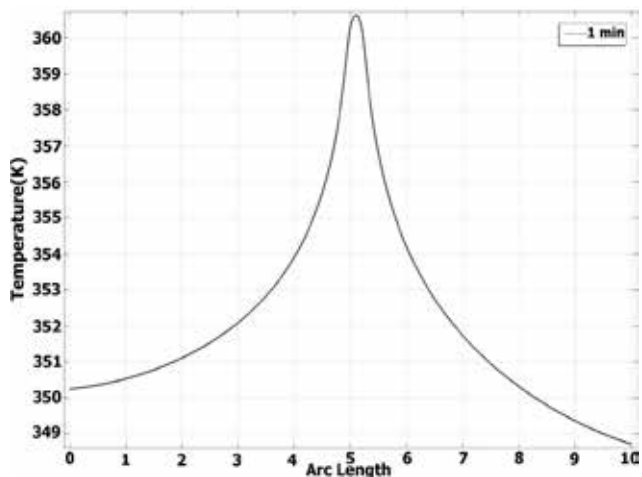
### بررسی تغییرات میدان الکتریکی

شکل ۴ تغییرات میدان الکتریکی نور لیزر تابیده شده بر روی تومور حاوی نانوذرات میله‌ای را به صورت گرافیکی نشان می‌دهد. با برهمکنش نور لیزر با بافت بدن انسان که همانند دی‌الکتریک رفتار می‌کند و با حضور نانوذرات کامپوزیتی چیده شده در بافت، میدان الکتریکی در محل نانوذرات ابتدا تقویت می‌شود و سپس در داخل نانوذرات افت می‌کند. لازم به ذکر است که در برهمکنش نور با نانوذرات کلئیدی کامپوزیتی، اختلال جمعی در اوربیتال‌های الکترونی درون اتم‌های تشکیل دهنده ذرات رخ می‌دهد که این امر سبب نوسان گشتاور دوقطبی القایی می‌شود که سبب افزایش جذب نور و بالا رفتن دما در محل نانوذرات می‌شود [۱۹]. اما از طرفی از آنجاکه لایه‌های زیرین این نانوذرات از جنس فلز می‌باشد، میدان در عمق نانوذرات به شدت تضعیف می‌شود که این امر به این دلیل است که نور به هنگام ورود از یک محیط دی‌الکتریک به محیطی فلزی مؤلفه مماسی آن صفر می‌شود که این به خودی خود باعث تضعیف میدان الکتریکی می‌شود. به عبارت دیگر، معادلات موج برداری ماکسول در برهمکنش نور با اهداف غیرفلزی و فلزی به ترتیب به صورت روابط (۶) و (۷) می‌باشد [۲۰].

$$\nabla^2 E - \frac{\epsilon \mu}{c^2} \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = 0. \quad (5)$$

$$\nabla^2 E - \frac{4\pi\sigma\mu}{c^2} \frac{\partial E}{\partial t} - \frac{\epsilon \mu}{c^2} \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = 0 \quad (6)$$

که در رابطه بالا  $E(V/m)$ ،  $\epsilon$ ،  $\mu$ ،  $c(m/s)$ ،  $t(s)$  و  $\sigma(cm/s)$  به ترتیب



شکل ۵: نمودار تغییرات دمایی بافت سرطانی بعد از تزریق نانوذرات

## بحث

است استفاده کرد. به علاوه، روش دیگر برای غلبه کردن و کاستن اثرات این عوامل مزاحم آن است که تا می توان طول موج لیزر را مطابق با طول موج جذبی نانوذرات به کار گرفته شده انتخاب کرد.

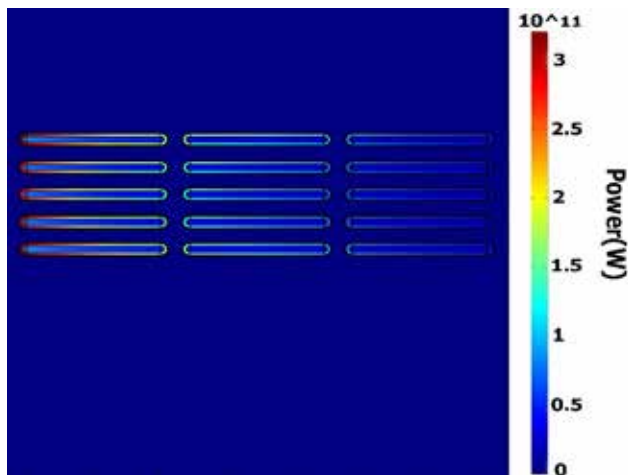
بررسی های دقیق تر شکل ۴ و روابط بالا نشان می دهد که در محدوده رسانش پایین و بالا که به ترتیب شامل ناحیه تومور و نانوذرات می شود، تضعیف میدان در عمق به دلیل افزوده شدن یک جمله در معادله ۷ نسبت به ۶، به صورت نوسانی خواهد بود که این کاهش میدان نشان دهنده صحت شبیه سازی های انجام شده و بالا بودن بازدهی روش درمانی است.

همان طور که در بررسی های میدان الکتریکی مشاهده شد، میدان به صورت نوسانی در سطح نانوذرات تشدید و در نواحی درونی نانوذرات افت می کند که این امر گویای این مطلب است که چگالی جریان نیز که دارای رابطه مستقیم با میدان است به صورت نوسانی در آن نواحی از همان رفتار تبعیت می کند. به علاوه تقریباً بیشینه تقویت در بازه مکانی ۴/۸ تا ۵/۲ میکرومتر (بازه مکانی قرار گرفتن نانوذرات) مشاهده می شود که این موضوع به این دلیل است که باریکه لیزر در موقعیت ۴/۸ میکرومتر با لبه اولین ردیف از نانوذرات برخورد می کند که منجر به تشدید جریان الکتریکی می شوند و در ادامه بازه مکانی به طور نوسانی جریان الکتریکی کاهش می یابد.

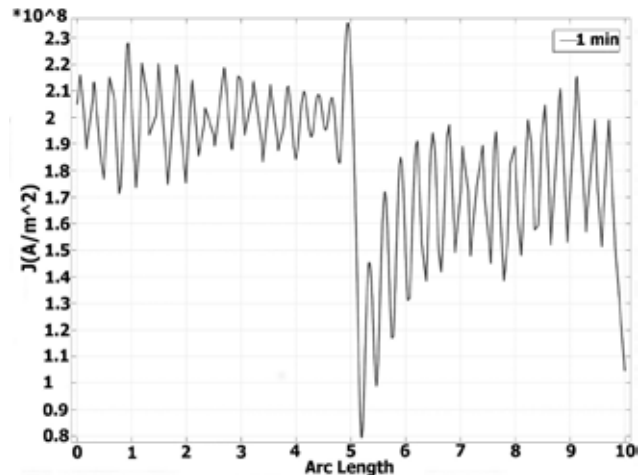
در نهایت، از مقایسه نتایج به دست آمده از این مطالعه با مقالات مشابه در این زمینه به صحت این بررسی پی برده می شود. به عنوان مثال، بوچارسکا و همکاران [۲۱] به بررسی اثر بخشی این روش درمانی به کمک نانوذرات پرداخته اند و برای این منظور آن ها تحولات دمایی بافت را مورد بررسی قرار داده اند. تغییرات دمایی گویای این واقعیت است که با تابش نور لیزر بر نانوذرات واقع در میان بافت، میزان دما در آن ناحیه افزایش چشمگیری پیدا کرده است و بدین ترتیب می شود به بازدهی این روش درمانی و همچنین صحت این شبیه سازی پی برد. علاوه بر این، منوچهرآبادی و همکاران [۲۲] به بررسی محاسباتی عملکرد روش درمانی لیزری پرداخته اند. آن ها با بررسی نمودارهای دمایی، شدت و میدان

یافته ها دلالت بر این دارند که دما در ناحیه بافت سرطانی در حضور نانوذرات به طور چشمگیری افزایش یافته است، این در حالی است که در صورت عدم حضور نانومیله های طلا، دما تنها به اندازه ۳ تا ۴ درجه افزایش یافته است که دمای کافی و لازم برای از بین بردن بافت سرطانی محسوب نمی شود. با توجه به داده های مرجع [۱۸]، اگر بافت سرطانی به مدت بیشتر از ۴ دقیقه در دمای ۳۲۳ درجه کلوین قرار بگیرد، آسیب جدی خواهد دید و تخریب می شود، این در حالی است که اگر بافت به مدت ۶۰ دقیقه در دمای ۳۱۷ درجه کلوین باقی بماند، دچار آسیب جدی نخواهد شد. بنابراین به وضوح اهمیت بررسی تغییرات دمایی در این روش درمانی مشخص می شود که شکل های ۲ و ۳ تخریب تومور را با افزایش دما نشان می دهد.

همان طور که در شکل ۳ مشاهده می شود، سه ناحیه مجزا شامل ناحیه برهمکنش نور لیزر با بافت، ناحیه دارای نانوذرات و مجدداً ناحیه فاقد نانوذرات مشاهده می شود. همان طور که ملاحظه می شود در ناحیه اول افزایش دما دیده می شود که تنها به میزان چند درجه کلوین است که برای از بین بردن بافت سرطانی کافی نیست. اما، در ناحیه دوم با برهمکنش نور لیزر با نانوذرات موجود در میانه بافت، افزایش دمای چشمگیری به اندازه ۱۰ درجه کلوین رخ داده است که شرایط لازم جهت از بین بردن بافت را فراهم می سازد و سپس در ناحیه سوم با برهمکنش مجدد نور لیزر با بافت، افت دمای چشمگیری نسبت به حالت بیشینه آن مشاهده می شود. لازم به ذکر است که برای بازدهی هر چه بیشتر روش درمانی باید طول موج به کاررفته برای نور لیزر مطابق با طیف و طول موج جذبی بافت های بدن به خصوص بافت های سطحی و موجود در مسیر تومور مورد نظر نباشد. همچنین قبل از درمان باید طول موج و توان لیزر مورد استفاده با توجه به وجود این عوامل مزاحم محاسبه شود و به طور مثال با افزایش شدت و یا توان نور اولیه بر آن ها غلبه نمود که برای انجام هر چه دقیق تر این محاسبات بهتر است از روش های شبیه سازی همانند آنچه که مطرح شده



شکل ۶: بررسی تغییرات توان نور لیزر تابیده شده بر بافت شامل نانوذرات میله ای



شکل ۵: بررسی تغییرات چگالی جریان الکتریکی نور لیزر تابیده شده بر بافت حاوی نانوذرات میله ای

الکتریکی نور لیزر، عملکرد این روش و همچنین پارامترهای وابسته را مورد تحقیق قرار داده‌اند و در نهایت به موفق بودن این روش درمانی و صحت این نوع از مطالعه پی برده‌اند.

### نتیجه‌گیری

در این مقاله با تابش لیزر بر روی بافت سرطانی حاوی نانوذرات میله‌ای مشاهده شده است که بیشترین مقدار افزایش دما در سطح و در مرکز بافت سرطانی ایجاد شده است و دما در این ناحیه تا ۳۶۰ درجهٔ کلوین افزایش یافته است. با فاصله گرفتن از این مکان در راستای شعاعی، میزان افزایش دما کاهش یافته است. همچنین باتوجه به نمودارهای دمایی ملاحظه شد که دمای تومور قبل از برهمکنش نور لیزر با نانوذرات به میزان کمی به دلیل عدم وجود جذب‌کننده بالقوهٔ باریکهٔ لیزر، افزایش می‌یافت اما، در اثر برهمکنش پرتو با نانوذرات موجود در میانهٔ بافت، دمای بافت سرطانی به اندازهٔ چشمگیری که مناسب تخریب تومور است، افزایش یافته است. به‌علاوه، نتایج تحقیق نشان می‌دهد که دو کمیت شدت و زمان تابش لیزر تأثیر زیادی در فرآیند درمان دارند به‌طوری‌که انتخاب نادرست آن‌ها می‌تواند منجر به عدم تخریب کامل تومور شود و یا حتی منجر به آسیب بافت‌های سالم مجاور شود. علاوه بر این، بررسی تغییرات کمیت‌هایی چون میدان الکتریکی، چگالی جریان و توان نشان‌دهندهٔ این حقیقت است که با برهم‌کنش نور با بافت حاوی نانوذرات این کمیت‌ها افت خواهند داشت که نشان‌دهندهٔ صحت نتایج حاصله و بالا بودن بازده این روش درمانی می‌باشند.

## References:

1. Sakagami H. Apoptosis-inducing activity and tumor-specificity of antitumor agents against oral squamous cell carcinoma. *Japanese Dental Science Review*, 2010; 46(2): 173-87.
2. Wu TT, Zhou SH. Nanoparticle-based targeted therapeutics in head-and-neck cancer. *International journal of medical sciences*, 2015; 12(2): 187-200.
3. Vokes EE. Head and neck cancer. *New England Journal of Medicine*, 1993; 328(3): 184-94.
4. Schantz SP, Yu GP. Head and neck cancer incidence trends in young Americans, 1973-1997, with a special analysis for tongue cancer. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 2002; 128(3): 268-74.
5. Ferlito A. Incidence and sites of distant metastases from head and neck cancer. *ORL*, 2001; 63(4): 202-7.
6. Vermorken JB. Platinum-based chemotherapy plus cetuximab in head and neck cancer. *New England Journal of Medicine*, 2008; 359(11): 1116-27.
7. Pignon JP. Meta-analysis of chemotherapy in head and neck cancer (MACH-NC): an update on 93 randomised trials and 17,346 patients. *Radiotherapy and oncology*, 2009; 92(1): 4-14.
8. Adelstein DJ. An intergroup phase III comparison of standard radiation therapy and two schedules of concurrent chemoradiotherapy in patients with unresectable squamous cell head and neck cancer. *Journal of clinical oncology*, 2003; 21(1): 92-8.
9. Peters LJ. Evaluation of the dose for postoperative radiation therapy of head and neck cancer: first report of a prospective randomized trial. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, 1993; 26(1): 3-11.
10. Deng Y. Facile preparation of hybrid core-shell nanorods for photothermal and radiation combined therapy. *Nanoscale*, 2016; 8(7): 3895-9.
11. Shakeri Zadeh A. A scientific paradigm for targeted nanophotothermolysis; the potential for nanosurgery of cancer. *Lasers in medical science*, 2014; 29(2): 847-53.
12. Zou L. Current approaches of photothermal therapy in treating cancer metastasis with nanotherapeutics. *Theranostics*, 2016; 6(6): 762-72.
13. Mirrahimi MA. Thermo-responsive alginate nanogel platform co-loaded with gold nanoparticles and cisplatin for combined cancer chemo-photothermal therapy. *Pharmacological research*, 2019.
14. Bedge PA. Current Cancer Therapies: Focus on Hyperthermia and Immunotherapy, in *Hybrid Nanostructures for Cancer Theranostics*. 2019, Elsevier, 43-61.
15. Chen S. Targeting tumor microenvironment with PEG-based amphiphilic nanoparticles to overcome chemoresistance. 2016; 12(2): 269-86.
16. Wang J. Poly (Ethylene Glycol)–poly lactide micelles for cancer therapy. 2018; 9: 202.
17. Jaque D. Nanoparticles for photothermal therapies. 2014; 6(16): 9494-530.
18. Maier SA. *Plasmonics: fundamentals and applications*. 2007, Springer Science & Business Media.
19. Alexander P. Mechanism of pulse laser interaction with colloidal nanoparticles, *Laser Photonics Rev*, 2013; 1–9.
20. Heald MA, Marion JB. *Classical electromagnetic radiation*, (2012). Courier Corporation.
21. Bucharskaya, A., et al., Towards effective photothermal/photodynamic treatment using plasmonic gold nanoparticles. 2016; 17(8): 1295.
22. Manuchehrabadi N, Zhu LJJoH. Development of a computational simulation tool to design a protocol for treating prostate tumours using transurethral laser photothermal therapy. 2014; 30(6): 349-61.