ASWTR Advances in Skin Wound and Tissue Repair

January 2026, Volume 22, Number 3

Original Article

Photothermal Treatment of Skin Cancer Using COMSOL Simulation with the Help of Nanoparticle Injection

Fatemeh Rezaei [1,*], Narges Savaedi [2], Saeedeh Kabiri [3], Hossein Akhavan [1]

[1] Faculty Member, Biophotonic Laboratory, Physics Faculty, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran
[2] Ms Student, Biophotonic Laboratory, Physics Faculty, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran
[3] Phd Student, School of Electronic and Electrical Engineering, University of Leeds of England, UK

*** Corresponding author:** Fatemeh Rezaei, Biophotonic Laboratory, Physics Faculty, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran. E-mail: fatemehrezaei@kntu.ac.ir

DOI: 10.61882/aswtr.22.3.18

How to Cite this Article:
Rezaei F, Savaedi N, Kabiri S, Akhavan H. Photothermal Treatment of Skin Cancer Using COMSOL Simulation with the Help of Nanoparticle Injection. *Advances in Skin Wound and Tissue Repair*. 2026;**22**(3):18-28.

Received: 29/09/2025
Revised: 03/11/2025
Accepted: 22/11/2025

Keywords:
Skin Cancer
COMSOL
Nanoparticles
Photothermal

© 2026 Yara Institute of Wound and Tissue Repair Technologies

Abstract

Introduction: In this study, the photothermal therapy method for treating cancerous skin tissue using laser irradiation is investigated. In this therapeutic approach, gold nanoparticles are cumulatively injected into the tumor tissue. Photothermal therapy incorporating gold nanoparticles is simulated using COMSOL Multiphysics. The effects of pulsed and continuous laser irradiation are evaluated both in the presence and absence of nanoparticles. To minimize the reduction of photon flux during the transmission of visible light through tissue to the tumor, and to enhance penetration depth, a near-infrared diode laser wavelength is employed.

Methods: In this research, simulations were performed under two conditions: with and without gold nanoparticles. The outcomes were analyzed using two types of laser irradiation—pulsed and continuous—employed as heat sources in photothermal therapy. Among the obtained results, the most effective therapeutic approach was identified as the one that caused the least damage to the surrounding healthy tissue while inducing the greatest destruction in the malignant tissue.

Results: The simulations indicated that adding gold nanoparticles noticeably improved the effectiveness of photothermal therapy by directing heat toward the tumor. Without the nanoparticles, both pulsed and continuous lasers produced only minor necrosis of cancer cells. When nanoparticles were present, pulsed laser irradiation led to a more controlled rise in tumor temperature, causing less harm to the nearby healthy tissue. In contrast, continuous laser exposure resulted in considerable damage to the surrounding healthy region.

Conclusions: Based on the simulations, the best approach for photothermal treatment of skin cancer appears to be using gold nanoparticles together with pulsed laser irradiation. This combination effectively destroyed the tumor while keeping damage to the surrounding healthy tissue to a minimum. While continuous laser could also kill tumor cells, it caused much more harm to the nearby healthy tissue.

Copyright © *2026 The Author(s); Published by Complementary Medicine Journal. This is an open access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses /by-nc/4.0/) which permits others to copy and redistribute material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.*

تازه های زخم پوستی و ترمیم بافت
دوره ۲۲، شماره ۳، زمستان ۱۴۰۴

ASWTR

مقاله پژوهشی

درمان سرطان پوست با روش فوتوترمال با استفاده از شبیه‌سازی کامسول با کمک تزریق نانوذرات

فاطمه رضائی [۱،*]، نرگس سواعدی [۲]، سعیده کبیری [۳]، حسین اخوان [۴]

[۱] هیئت علمی دانشگاه، آزمایشگاه بیوفتونیک، دانشکده فیزیک، دانشگاه خواجه نصیر الدین طوسی، تهران، ایران
[۲] دانشجوی کارشناسی ارشد، آزمایشگاه بیوفتونیک، دانشکده فیزیک، دانشگاه خواجه نصیر الدین طوسی، تهران، ایران
۳ دانشجوی دکتری، دانشکده الکترونیک و مهندسی الکتریک، دانشگاه لید، انگلستان
[*] **نویسنده مسئول:** فاطمه رضائی، دانشکده فیزیک، دانشگاه خواجه نصیر الدین طوسی، تهران، ایران. ایمیل: fatemehrezaei@kntu.ac.ir

DOI: 10.61882/aswtr.22.3.18

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۷/۲۲
تاریخ تصحیح: ۱۴۰۴/۰۸/۲۴
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۹/۰۱

واژگان کلیدی:
سرطان پوست
کامسول
نانوذرات
فوتوترمال

تمامی حقوق نشر برای مرکز تحقیقات زخم و ترمیم محفوظ است.

چکیده

مقدمه: در این تحقیق، به بررسی روش درمان فوتوترمال با تابش نور لیزر به بافت سرطانی پوست پرداخته شده است. در این شیوه درمانی، نانوذرات طلا به صورت تجمعی به بافت سرطانی تزریق شده و اثر تابش دو لیزر پالسی و پیوسته، با و بدون حضور آن‌ها بررسی شده است. از طول‌موج فروسرخ نزدیک لیزر دیود به منظور جلوگیری از کاهش شار فوتونی هنگام انتقال نور مرئی از بافت به تومور و همچنین افزایش عمق نفوذ، استفاده شده است. این شبیه سازی در نرم‌افزار COMSOL Multiphysics شبیه‌سازی شده است.

روش کار: در این تحقیق، شبیه‌سازی در دو حالت با و بدون نانوذرات طلا و با دو لیزر پالسی و پیوسته به عنوان منابع گرمایی مورد بررسی قرار گرفته است. هدف، شناسایی روش درمانی مؤثرتر، با کمترین آسیب به بافت سالم و بیشترین آسیب به بافت سرطانی بود.

یافته‌ها: طبق نتایج، حضور نانوذرات طلا موجب افزایش کارایی درمان فوتوترمال و تمرکز گرما در ناحیه تومور می‌شود. در غیاب نانوذرات، میزان نکروز سلول‌های سرطانی برای هر دو نوع لیزر ناچیز بود. نانوذرات طلا بستری مناسب برای هدف‌گیری سلول‌های سرطانی و جذب بیشینه نور لیزر فراهم می‌آورد.

نتیجه گیری: با توجه به شبیه‌سازی صورت گرفته می‌توان نتیجه‌گیری کرد که برای درمان سرطان پوست به روش فوتوترمال بهترین روش استفاده از نانوذرات طلا با لیزر پالسی می‌باشد. این روش سبب نکروز کامل بافت تومور شده و به بافت سالم اطراف آسیب کمی اعمال کرده است. اگرچه لیزر پیوسته هم در این حالت سبب نکروز بافت شده است اما میزان آسیب آن به بافت سالم زیاد است.

مقدمه

سرطان پوست شایع‌ترین نوع سرطان در مردان و دومین نوع در زنان است و تعداد مبتلایان آن به طور مستمر در حال افزایش است. این نوع سرطان در کشورهای غربی و خاورمیانه از شایع‌ترین نوع سرطان‌ها است و پس از آن سرطان سینه و ریه و پروستات، روده بزرگ، مثانه و رحم قرار دارند. در ایالات متحده امریکا، اروپا و استرالیا به ترتیب در حدود ۲۵، ۲۰ و ۴۵ درصد از سرطان‌های گزارش‌شده در طول یک سال، از این نوع می‌باشند. این نوع سرطان به سن ربطی ندارد و احتمال ابتلا افراد مختلف به آن وجود دارد. آفتاب‌سوختگی شدید می‌تواند خطر ابتلا به سرطان پوست را به میزان ۵۰ درصد افزایش دهد (۱, ۲). در ایران مطالعات محدودی در مورد میزان بروز سرطان پوست انجام شده است و مشخص شده است که بروز این نوع سرطان ۱۰ الی ۱۵ مورد جدید از صد هزار نفر است (۳).

درمانی که بتواند مشکلات مربوط به این بیماری دردناک را کاملاً حل کند، وجود ندارد (۴, ۵). دغدغه پیش روی دانشمندان در قرن حاضر، یافتن راهی برای درمان قطعی این بیماری است. از جمله روش‌های رایج برای جلوگیری از رشد و پیشرفت انواع سرطان می‌توان به جراحی، پرتو درمانی، شیمی درمانی، لیزردرمانی، استفاده از ربات‌های میکروسکوپی، درمان فتودینامیک و درمان فتوترمال اشاره کرد (۶-۱۲).

طبق بررسی‌های بالینی اگر گرمادرمانی عوارض جانبی کمی داشته باشد، می‌تواند به عنوان روشی برای مقابله با بافت‌های سرطانی مفید باشد (۱۳, ۱۴). عملکرد هایپر ترمیا به میزان افزایش دما و مدت زمان اعمال آن بستگی دارد (۱۰, ۱۵). بطور کلی، درمان سرطان با روش هایپرترمیا با مشکلاتی مانند عدم توزیع مناسب گرما در محل تومور و آسیب به سلول‌های زنده سالم اطراف تومور مواجه است که از عملکرد صحیح این روش برای درمان سرطان جلوگیری می‌کند (۱۶-۲۱). نتایج مطالعات بالینی با نانوذرات مغناطیسی برای درمان هایپرترمیا، توانایی این روش را در غلبه بر مشکلات پیش روی در درمان هایپرترمیا نشان می‌دهد (۲۲, ۲۳). لازم به ذکر است که درمان فوتوترمال با استفاده از نانوذرات طلا می‌تواند تا حدودی این مشکل را حل کند، زیرا نانوذرات

Copyright © 2023 The Author(s); Published by Complementary Medicine Journal. This is an open access article, distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (http://creativecommons.org/licenses /by-nc/4.0/) which permits others to copy and redistribute material just in noncommercial usages, provided the original work is properly cited.

توانایی ورود به بافت‌های تومور و سلول‌های سرطانی را به شیوه‌ای خاص و هدفمند دارند، بنابراین تنها سلول‌های سرطانی را تحت تأثیر قرار می‌دهند (۲۴-۲۷). گروه‌های متعددی به درمان سرطان پوست با روش فوتوترمال پرداختند. به عنوان مثال، در تحقیقی که در سال ۲۰۲۴ توسط París Ogáyar صورت گرفت، مدل‌سازی پاسخ پلاسمونی نانوذرات طلا و نحوه تولید گرما هنگام تابش لیزر بررسی شده است. در این تحقیق، اثر شکل، اندازه و چیدمان نانوذرات بر تمرکز گرما و میزان نکروز سلول‌های سرطانی تحلیل شده است. این پژوهش نشان می‌دهد که کنترل ابعاد و تراکم نانوذرات می‌تواند درمان فوتوترمال را دقیق‌تر و ایمن‌تر کند (۲۸). در مقاله‌ای که در سال ۲۰۲۵ توسط Badir و همکارانش منتشر شد، اثر شکل و اندازه نانوذرات، جذب نور، توزیع دما، سمیت، و کاربردهای بالینی بررسی شده است (۲۹). همچنین، در مقاله‌ای که توسط Rezaei و همکارانش منتشر شده است، به بررسی درمان سرطان کبد با ترکیب تابش لیزر و امواج ماکروویو در حضور نانوذرات طلا پرداخته شده است (۳۰).

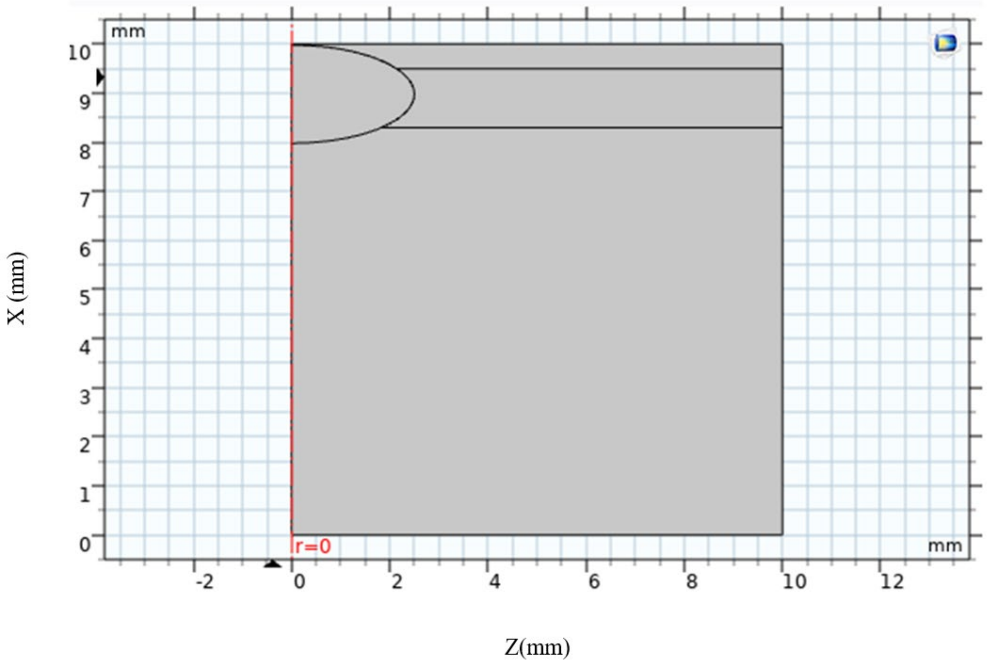
در پژوهشی که توسط Huang و همکارانش صوزت گرفت، انواع نانوذرات طلای مورد استفاده برای هایپرترمیا، جذب نوری و سایر پارامترهای مؤثر در عملیات حرارتی نوری با استفاده از نانوذرات طلا بررسی و مشخص شد که هایپرترمیا با نور لیزر بدون استفاده از نانوذرات، روشی ناکارآمد است و با مشکلات زیادی همراه است (۳۱).

در تحقیقی دیگر که توسط Ayani و همکارانش انجام شد، معادله زیستی انتقال حرارت زیستی پنه برای سراسر بافت سرطانی بصورت عددی حل شد (۳۲). بعلاوه، مقاله‌ای که در سال ۲۰۲۲ توسط Kim و همکارش انجام شد، نشان می‌دهد که انتخاب شکل نانوذرات (میله‌ای، کروی، ستاره‌ای) می‌تواند کارایی فوتوترمال را تغییر دهد. هدف این پژوهش ارزیابی شکل نانوذرات بر توزیع گرما و نکروز سلولی بوده است (۳۳).

هدف از این پژوهش و انجام شبیه‌سازی این است که در روش درمان فوتوترمال، دمای تومور با کمترین عوارض جانبی به حداکثر برسد و مقدار بافت ناسالم نکروز شده بیشترین میزان خود را داشته باشد. نتایج این پژوهش نشان داده است که این نحوه تابش، اثرات درمان را به حداکثر و عوارض جانبی را به حداقل رسانده است و فرآیند آسیب و مرگ سلول‌های سرطانی سریع‌تر شده است و تومور دچار نکروز شده است.

روش کار

در این مدل‌سازی از مدل دو بعدی متقارن محوری به عنوان بافت و لایه‌های سازنده آن استفاده شده است. پس از مدل‌سازی در دو بعد، با مش‌بندی مناسب جواب نهایی با حساسیت و دقت بیشتری بدست خواهد آمد.



شکل ۱. شکل هندسی مدل شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار کامسول

جدول ۱. ضخامت و خواص اپتیکی لایه‌های سازنده پوست و تومور با حضور و عدم حضور نانوذرات.

بافت	ضخامت (mm)	ضریب جذب [1/m]	ضریب پراکندگی [1/m]
اپیدرم (۱۷، ۳۴، ۳۵)	۰/۰۵	۰/۳۹	۳/۹۸
درم (۱۷، ۳۴، ۳۵)	۱/۲۰	۰/۰۵	۲/۰۱
هیپودرم (۱۷، ۳۴، ۳۵)	۸/۷۵	۰/۰۴	۱/۷۳
تومور (بدون نانوذرات) (۱۷، ۳۴، ۳۵)	۲	۶	۳۲۵
تومور (همراه با نانوذرات) (۳۱، ۳۲)	۲	۱۲۱	۵

در این پژوهش، مربع بزرگ در ابعاد ۱۰×۸,۷۸ mm۲ نشان دهنده برشی از بافت هیپودرم است. مستطیل دوم با ابعاد ۱۰×۱,۲۰ mm^۲ نمایانگر بافت درم، مستطیل سوم با ابعاد ۰,۰۵×۱۰mm^۲ نیز نمایانگر بافت اپیدرم است و بیضی با ابعاد ۲×۲,۵ mm^۲ موجود در شکل نمایشگر بافت ناسالم تومور است (۳۶).

در شکل ۱ خط وسط خط تقارن محوری است که شکل حول این محور دوران می‌کند و شکل سه‌بعدی می‌سازد. همچنین، این شکل هندسه مورد استفاده در این شبیه‌سازی را نشان می‌دهد که ضخامت، ضریب جذب و پراکندگی این لایه‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

مطابق جدول ۱ کمترین ضخامت برای اپیدرم با حدود ۰/۰۵ میلی متر و بیشترین ضخامت مربوط به تومور است هر چند که در رابطه با ضریب جذب، بیشترین مقدار متعلق به بافت تورمور همراه با نانوذرات و کمترین مقدار، مربوط به هیپودرم است. هیپودرم همچنین کمترین ضریب پراکندگی را در بین بافت‌های موجود دارا می‌باشد.

جدول ۲ متغیرهای استفاده شده در شبیه‌سازی نانوذرات را نسان می‌دهد. هر یک از ستون‌ها به ترتیب از سمت چپ به راست بیانگر نمادهای بکار رفته در نرم‌افزار، مقادیر متغیرها و نام متغیر می‌باشند.

در این شبیه‌سازی، از لیزر دیود با طول‌موج ۷۹۶ nm و انرژی $۱w/cm^2$ به دو صورت پالسی و پیوسته با زمان تابش ۵۰ ثانیه و زمان خنک سازی ۲۰ ثانیه، شعاع لیزرها ۴mm و ابعاد سطح تابشی ۵۰/۲۴mm برای درمان تومور استفاده شده است. نانوذرات طلای مورد استفاده به شکل نانومیله با قطر ۲/۵mm و نسبت ابعاد ۳-۵ نانومتر می‌باشند (۳۷).

نتایج

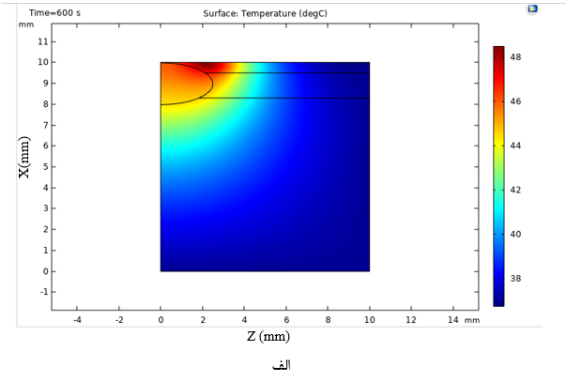
اثر لیزر پالسی بدون حضور نانوذرات طلا

شکل ۲ اثر تابش لیزر پالسی را بر روی بافت تومور پوست بدون حضور نانوذرات طلا نشان داده شده است. با تابش لیزر به صورت پالسی و با مدت زمان ۶۰۰ ثانیه، دمای بافت از ۳۷ درجه سلسیوس تا ۴۸ درجه سلسیوس افزایش پیدا کرده است. این افزایش دما در درمان هایپرترمیا برای از بین بردن بافت ناسالم تومور قابل‌قبول می‌باشد.

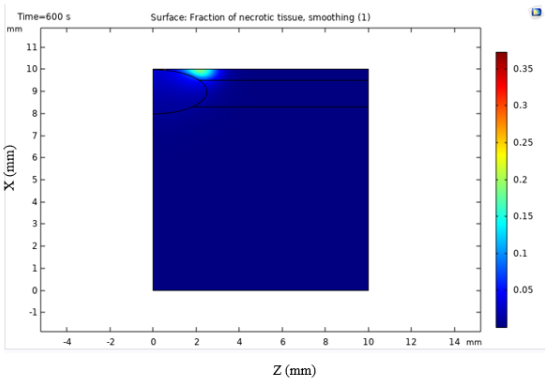
در شکل ۲(ب)، مقدار بافت نکروز شده توسط تابش لیزر پالسی بدون حضور نانوذرات طلا مشاهده می‌شود. در این وضعیت می‌توان ملاحظه کرد که مقدار بافت نکروز شده، صفر است و هیچ بافت نکروز شده‌ای وجود ندارد. با توجه با شکل ۲ می‌توان اذعان نمود که احتمالاً تزریق نانوذرات طلا نقش مهمی در ایجاد نکروز بافت و در نتیجه درمان بافت سرطانی ایفا خواهد کرد.

در شکل ۳ نمودار تحولات دمای بافت بر حسب عمق ارائه شده است. در این نمودار عمق z از ۰ تا ۱۰ میلی‌متر تغییر می‌کند که z=۱۰ سطح پوست می‌باشد. شایان ذکر است که با توجه به این موضوع که لیزر بر سطح پوست تابیده می‌شود، انتظار می‌رود که این نقطه بیشترین دما را داشته باشد که این موضوع به وضوح در شکل ۳ نشان داده شده است. از آنجا که در شرایط مرزی این شبیه‌سازی، دمای ۳۷ درجه برای مرزها لحاظ شده بود، یعنی هم دما با سطح بدن در نظر گرفته شده بود، در z=۰ دما ۳۷ درجه است. همچنین دما در حالتی که لیزر پالسی است و نانوذرات حضور ندارند از ۳۷ درجه به ۴۶ درجه می‌رسد.

به منظور برآورد تحولات دقیق دمایی، سه نقطه در نقاط مختلف بافت درنظر گرفته شده‌اند که در شکل ۴ قابل مشاهده‌اند. یک نقطه روی سطح، نقطه دوم در مرکز تومور و سومین نقطه هم در قسمت پایین تومور قرار دارد و دما در این سه نقطه در طول زمان اندازه‌گیری شده است. علت این امر، بررسی تغییرات دمایی قسمت‌های مختلف بافت سرطانی در گذر زمان است. بدین دلیل که اگر فقط یک نقطه بررسی شود امکان از دست رفتن بخش مهمی از اطلاعات به دلیل تغییر ضخامت وجود دارد. شکل ۵ نمودار تحولات دمایی برای لیزر پالسی در سه نقطه انتخابی از شکل ۴ را نشان می‌دهد.



الف



ب

شکل ۱. الف) تصویر دو بعدی نمودار دمای بافت بعد از ۶۰۰ ثانیه تابش لیزر پالسی بدون حضور نانوذرات طلا ب) مقدار بافت نکروز شده.

همان طور که انتظار می‌رفت دما در نقطه پایینی تومو (رنگ آبی) از قسمت وسط و بالایی کمتر می‌باشد. بدین دلیل که بخشی از انرژی لیزر هنگام عبور از بافت تلف می‌شود. با توجه به این که در این شبیه‌سازی از لیزر پالسی با مدت زمان تابش ۵۰ ثانیه و زمان سرد شدن ۲۰ ثانیه استفاده شده است، مشاهده می‌شود که بعد از گذشت ۵۰ ثانیه، دما از ۳۷ درجه سلسیوس به حدود ۴۳/۵ درجه سلسیوس می‌رسد و پس از آن به مدت ۲۰ ثانیه، دما کاهش می‌یابد. از ثانیه ۷۰ ام، دما دوباره رو به افزایش می‌رود و این چرخه تکرار می‌شود. با توجه به شکل ۵ مشاهده می‌شود که بعد از گذشت ۲۰ ثانیه، حدود ۲ تا ۳ درجه کاهش دما اتفاق افتاده است و انتظار می‌رود با کاهش زمان سرد شدن لیزر این مقدار کاهش یابد. همچنین می‌توان اذعان نمود که دما در سطح تومور نسبت به مرکز و قسمت پایین تومور بیشتر است.

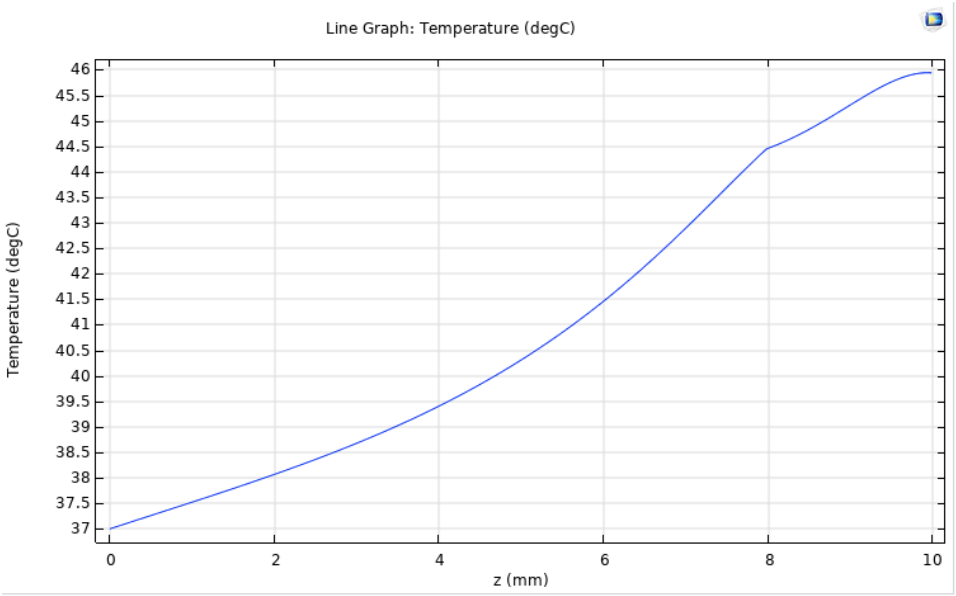
اثر لیزر پالسی با حضور نانوذرات طلا

در قدم دوم این پژوهش، به بررسی تغییرات دمایی بافت با حضور نانوذرات طلا پرداخته شده است. همانطور که در شکل ۶ نشان داده شده است، با تابش لیزر پالسی، پس از ۶۰۰ ثانیه دمای بافت تا ۶۵ درجه سلسیوس افزایش پیدا کرده است که این افزایش دما در شکل ۶ (الف) قابل مشاهده می‌باشد. لذا، می‌توان نتیجه گرفت که درمان هایپرترمیا با حضور نانوذرات طلا برای از بین بردن بافت ناسالم (تومور) قابل‌قبول می‌باشد. همچنین، شکل ۶(ب) مقدار بافت نکروز شده توسط تابش لیزر پالسی با حضور نانوذرات طلا را نشان می‌دهد. در این وضعیت می‌توان مشاهده نمود که مقدار بافت سالم نکروز شده بسیار ناچیز است به عبارت دیگر، می‌توان اذعان نمود که تقریباً همه بافت تومور در این حالت نکروز شده است و مطابق چیزی که انتظار می‌رود، بافت تومور از بین رفته است.

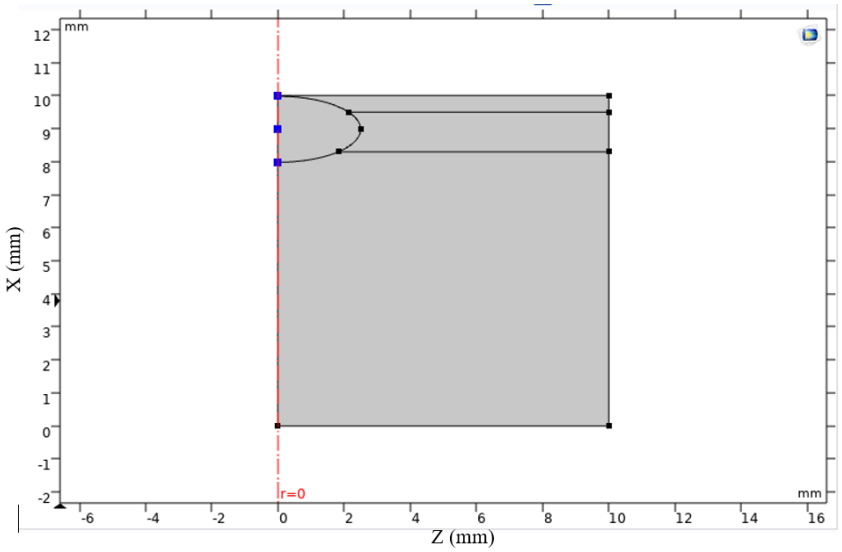
در شکل ۷ نمودار تحولات دما بر حسب عمق رسم شده است. در این نمودار z از ۰ تا ۱۰ میلی‌متر تغییر می‌کند که در اینجا،z=۱۰ mm سطح پوست می‌باشد. دما در حضور نانوذرات طلا، با لیزر پالسی به ۶۸ درجه می‌رسد که این مقدار بیشتر از حالتی است که نانوذرات وجود ندارند.

جدول ۲. مقادیر متغیرها در نرم‌افزار کامسول

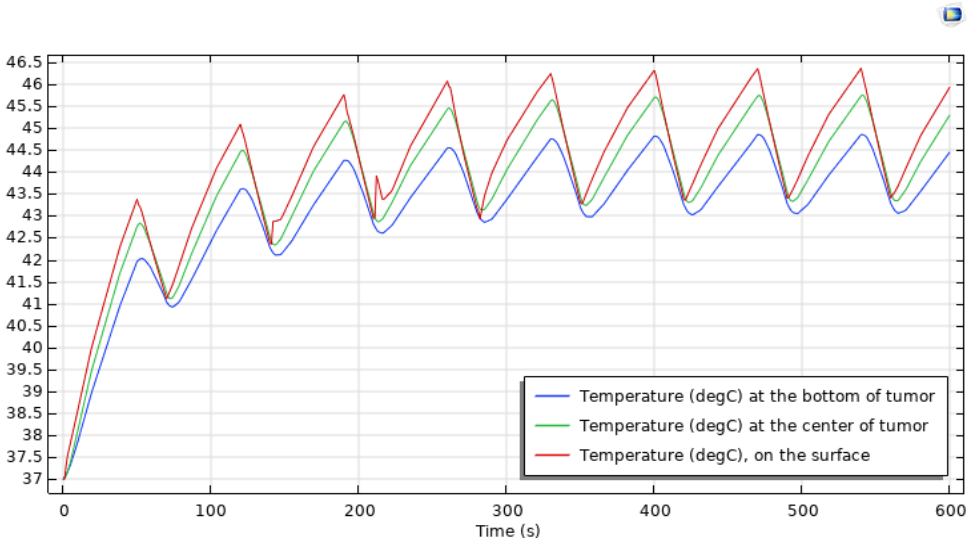
توضیحات	مقدار	نماد انگلیسی
سرعت نور	]m/s[۲۹۹۷۹۲۴۵۸	C
طول‌موج لیزر	۸۱۰ [nm]	Landa
ظرفیت حرارتی تومور (۱۹, ۳۸)	۳۶۳۹ [J/ (kg. K)]	C_T
ضریب هدایت گرمایی تومور (۱۹, ۳۸)	۰/ ۵۶[W/(m.K)]	K_T
چگالی تومور (۱۹, ۳۸)	۱۰۵۰ [kg/m^3]	rho_T
ظرفیت حرارتی اپیدرم (۳۴, ۳۵)	۳۱۸۲ [J/ (kg. K)]	C_E
ضریب هدایت گرمایی اپیدرم (۳۴, ۳۵)	۰/۲۱ [W/ (m.K)]	K_E
چگالی اپیدرم (۳۴, ۳۵)	۱۰۵۰ [kg/m^3]	rho_E
گرمای تولید شده در اپیدرم	۰[W/m^3]	Q_ED
ظرفیت حرارتی درم (۳۴, ۳۵)	۲۸۴۶[J/ (kg. K)]	C_D
ضریب هدایت گرمایی درم (۳۴, ۳۵)	۰/۳۰ [W/ (m.K)]	K_D
چگالی درم (۳۴, ۳۵)	۱۰۵۰[kg/m^3]	rho_D
گرمای تولید شده در درم	۶۲۷/۸ [W/m^3]	Q_D
ظرفیت حرارتی هیپودرم (۳۴, ۳۵)	۲۳۸۷[J/ (kg. K)]	C_S
ضریب هدایت گرمایی هیپودرم (۳۴, ۳۵)	۰/۲۲[W/(m×K)]	K_S
چگالی هیپودرم (۳۴, ۳۵)	۸۸۸[kg/m^3]	rho_S
گرمای تولید شده درهیپودرم	۳/۷۶۷×۱۰^{۲}[W/m^3]	Q_f
دمای اولیه و مرزی	۳۷[degC]	T0
ضریب انتقال حرارت پوست	۱۰[W/ (m^2.K)]	h_conv
میزان پرفیوژن خون تومور (۳۲, ۳۸)	۵×۱۰$^{-۳}$ [1/s]	V_T
میزان پرفیوژن خون اپیدرم	۰[1/s]	V_ED
میزان پرفیوژن خون درم (۳۲, ۳۸)	۱/۶۳ ×۱۰$^{-۳}$[1/s]	V_D
میزان پرفیوژن خون هیپودرم (۳۲, ۳۸)	۱۰$^{-۳}$ [1/s]	V_F
ضریب جذب اپیدرم (۳۴)	۰/۳۹[1/mm]	AC_E
ضریب پراکندگی اپیدرم (۳۴)	۳/۹۸[1/mm]	SC_E
ضریب جذب درم (۳۴)	۰/۰۵[1/mm]	AC_D
ضریب پراکندگی درم (۳۴)	۲/۰۱ [1/mm]	SC_D
ضریب جذب هیپودرم (۳۴)	۰/۰۴ [1/mm]	AC_F
ضریب پراکندگی هیپودرم (۳۴)	۱/۳۷ [1/mm]	SC_F
ضریب جذب توموربا نانوذرات (۳۱, ۳۲)	۱۲۱ [1/cm]	AC_TT
ضریب پراکندگی توموربا نانوذرات (۳۱, ۳۲)	۵[1/cm]	SC_TT
ضریب جذب توموربدون نانوذرات (۱۷, ۳۴, ۳۵)	۶[1/m]	AC_T 6[1/m]
ضریب پراکندگی توموربدون نانوذرات (۱۷, ۳۴, ۳۵)	۳۲۵[1/m]	SC_T 325[1/m]
تولید گرمای متابولیک تومور زیر جلدی	۳/۷۶۷×۱۰^{۲} [W/m^3]	Q_T
انرژی فعال سازی پوست	۶/۲۷×۱۰^{۵}[J/mol]	Ea
فاکتور فرکانس	۳/۱ ×۱۰^{۹۸}[1/s]	Af



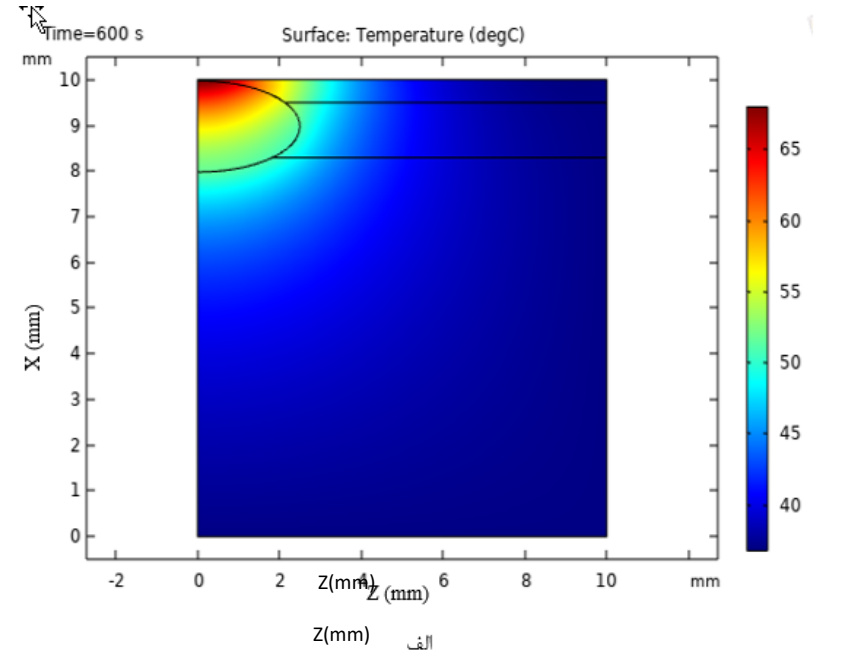
شکل ۳. نمودار دما روی محور مرکزی در راستای z.



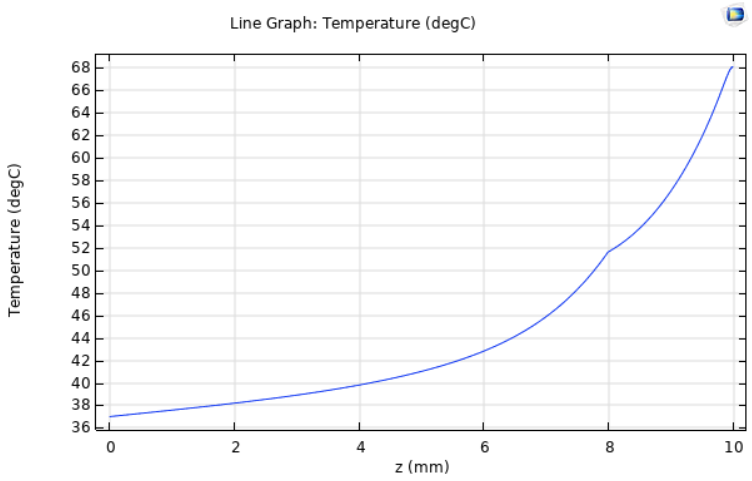
شکل ۴. بررسی تحولات دمایی سه نقطه از بافت در طول زمان.



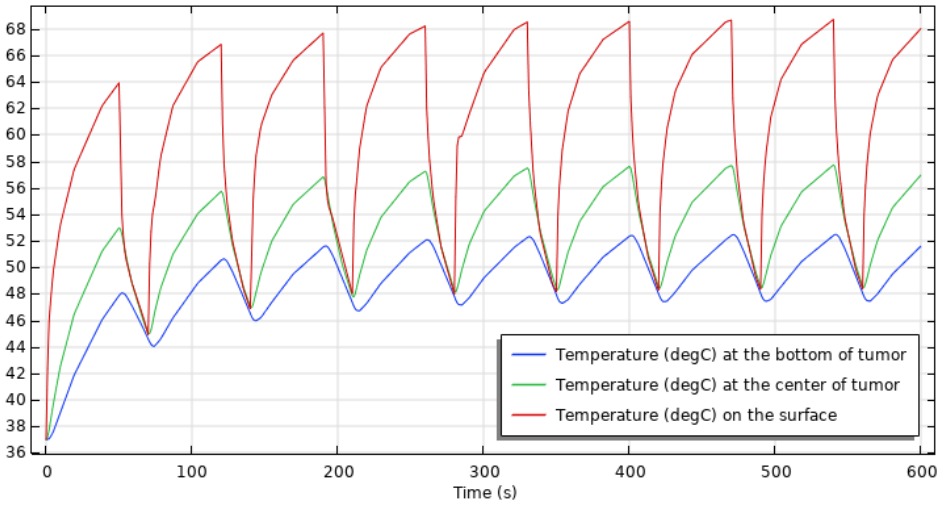
شکل ۵. نمودار تحولات دما بر حسب زمان برای لیزر پالسی بدون حضور نانوذرات طلا برای سه نقطه نشان داده شده در شکل ۴



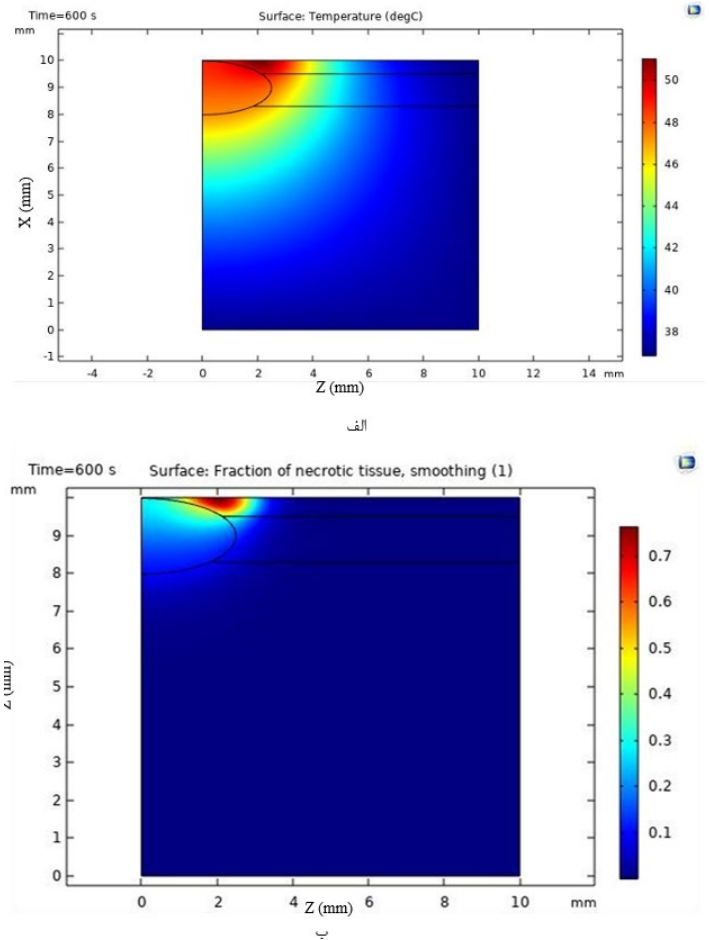
شکل ۶. الف) تصویر دو بعدی نمودار دمای بافت بعد از ۶۰۰ ثانیه تابش لیزر پالسی در حضور نانوذرات طلا ب) مقدار بافت نکروز شده در اثر تابش لیزر.



شکل ۷. نمودار تحولات دما بر روی محور مرکزی در راستای z.



شکل ۸. نمودار تغییرات دما بر حسب زمان برای لیزر پالسی با حضور نانوذرات برای سه نقطه نشان داده شده در شکل ۴.



الف

ب

شکل ۹. الف) تحولات دمای بافت بعد از ۶۰۰ ثانیه تابش لیزر پیوسته و ب) میزان بافت نکروز شده در اثر تابش لیزر

این است که لیزر از سطح تومور وارد می‌شود. ولی در نهایت کارایی خود را داشته است زیرا همه بافت تومور را مورد پوشش قرار داده است و بافت سرطانی نکروز شده است.

اثر لیزر پیوسته بدون حضور نانوذرات طلا

شکل ۹ توزیع دما در بافت را تحت تابش لیزر پیوسته بدون حضور نانوذرات طلا نمایش می‌دهد. همان‌طور که در شکل ۹(الف) دیده

مطابق شکل ۴ سه نقطه روی شکل درنظر گرفته شده است که یکی روی سطح و دیگری در مرکز تومور و نقطه سوم نیز پایین تومور قرار دارد. دما در این سه نقطه در طول زمان اندازه‌گیری شد و تحولات آن در شکل ۸ نشان داده شده است. شایان ذکر است که علت دندانه اره‌ای بودن نمودار، پالسی بودن لیزر است. همچنین، دما در سطح تومور نسبت به مرکز و قسمت پایین تومور بسیار بیشتر است. دلیل این امر

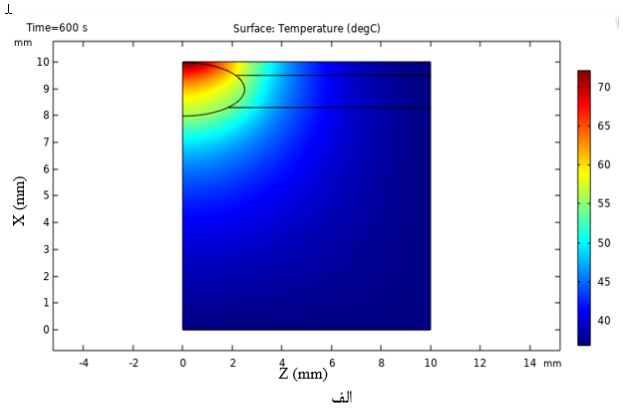
همچنین، افزایش دما در بافت‌های اطراف تومور نسبت به حالتی که نانوذرات طلا حضور نداشتند کمتر شده است. میزان نکروز بافت در شکل ۱۰(ب) قابل مشاهده است. در این حالت می‌توان مشاهده کرد که بافت تومور کاملاً نکروز شده است، هر چند که بافت سالم اطراف تومور نیز دچار آسیب شده است که این موضوع یک مشکل جدی در درمان می‌باشد.

در عمل باید درنظر داشت که توانایی کنترل لیزر در حین تابش بر روی بافت وجود دارد به طوری که مرز بافت سالم را مورد هدف گرفت. بدین دلیل که تنظیم لیزر بر روی بافت تومور کار سختی نیست. آنچه که اهمیت دارد این است که بافت توموری نکروز شود. لذا، می‌توان با کنترل شرایط تابش لیزر بر روی سطح بافت، آن را کنترل نمود. این کار سبب می‌شود بافت سالمی کمتری آسیب ببیند و در نتیجه دوره بهبودی کاهش یابد.

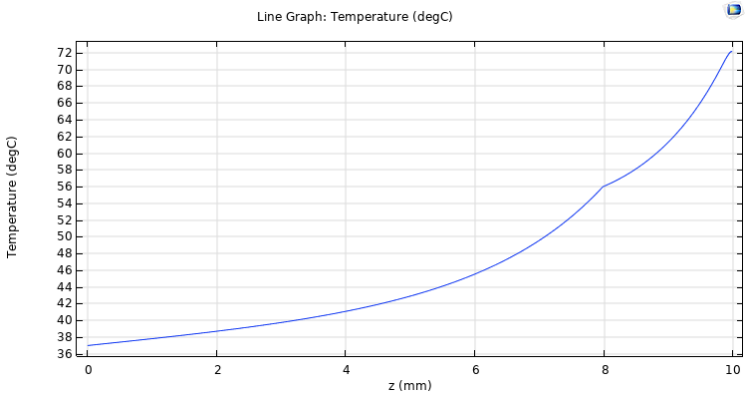
می‌شود، دما در نواحی اطراف تومور نیز به‌طور قابل‌توجهی افزایش یافته و بخش‌هایی از سطح پوست دچار سوختگی شده است. در این حالت، دمای سطح پوست در برخی نقاط تا حدود ۵۰ درجه سلسیوس بالا رفته است. با وجود این افزایش دما، شکل ۹(ب) نشان می‌دهد که تومور دچار نکروز نشده است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که تابش لیزر پیوسته بدون نانوذرات طلا برای هایپرترمیا کارآمد نیست و در این شرایط قابلیت ایجاد تخریب مؤثر بافت سرطانی را ندارد.

اثر لیزر پیوسته با حضور نانوذرات طلا

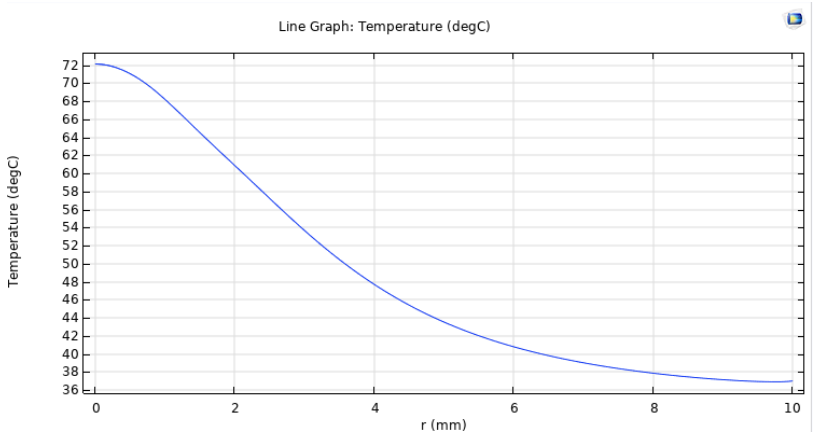
شکل ۱۰ تحولات دمای بافت را بر اثر تابش لیزر پیوسته با حضور نانوذرات طلا نشان می‌دهد. تحت تابش لیزر پیوسته به مدت ۶۰۰ ثانیه و با حضور نانوذرات طلا دمای بافت در برخی نقاط تا ۷۰ درجه سلسیوس بالا رفته است که برای درمان هایپرترمیا مناسب است.



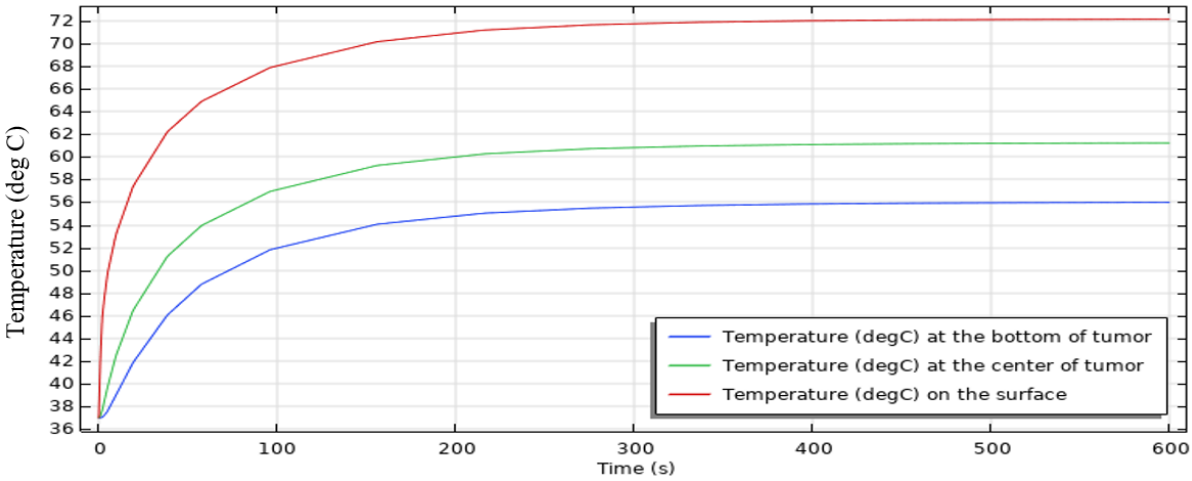
شکل ۱۰. الف) تصویردوبعدی از تحولات دمای بافت بعد از ۶۰۰ ثانیه تابش لیزر پیوسته با حضور نانوذرات طلا و ب) مقدار بافت نکروز شده با لیزر پیوسته در حضور نانوذرات طلا.



شکل ۱۱. نمودار تحولات دما بر روی محور مرکزی در راستای z



شکل ۱۲. نمودار تغییرات دما بر روی سطح در راستای شعاعی.



شکل ۱۳. نمودار تحولات دما بر حسب زمان برای لیزر پیوسته با حضور نانوذرات طلا برای سه نقطه نشان داده شده در شکل ۴

در شکل ۱۱ مشاهده می‌شود که با افزایش z از ۰ تا ۱۰ میلی‌متر، دما در حال افزایش پیدا کردن است. z=۱۰ سطح پوست است و این نقطه، بیشترین دما را دارا است. مشاهده می‌شود که در z=۰ دما ۳۷ درجه است که به دلیل اعمال شرایط مرزی می‌باشد. در حالتی که لیزر پیوسته و نانوذرات حضور دارند، دما به ۷۲ درجه سلسیوس رسیده است.

در شکل ۱۲ تغییرات دمایی در راستای r نشان داده شده است. $r = ۰$ محور مرکزی نمودار می‌باشد که محل قرارگیری محور اصلی لیزر نیز می‌باشد. با دور شدن از محور اصلی، دما رو به کاهش می‌رود. در مرکز که محل قرارگیری لیزر است، دما بیشتر از سایر نقاط است که این موضوع با غفلتی و نبوی در تطابق است و اگر این نمودار به صورت متقارن رسم شود، به صورت زنگوله‌ای شکل دیده می‌شود (۳۸).

نمودار تغییرات دما بر حسب زمان برای لیزر پیوسته با حضور نانوذرات طلا برای سه نقطه نشان داده شده در شکل ۴، در شکل ۱۳ ترسیم شده است. با مشاهده شکل ۱۳ می‌توان نتیجه گرفت که دمای قسمت سطحی یعنی نقطه اول از دو قسمت دیگر بسیار بیشتر است. دما در این ناحیه به دلیل حضور نانوذرات طلا بیشتر از سایر نقاط است. درنتیجه مقدار بافت نکروز شده در این منطقه باید بیشتر از دو منطقه دیگر باشد.

با بررسی شکل‌های ۲، ۶، ۹ و ۱۰ می‌توان به این نتیجه رسید که در حالت لیزر پالسی و عدم وجود نانوذرات طلا نانوذرات، تقریباً بافت تومور نکروز نشده است، این امر در حالی است که با همین لیزر و اضافه شدن نانوذرات طلا نتیجه برعکس شده است و تقریباً همه بافت تومور نکروز شده است و آسیب کمی به بافت سالم وارد شده است که این مطابق مورد انتظار در درمان بافت‌های سرطانی در تکنیک فتوترمال می‌باشد. در شرایطی که نانوذرات طلا وجود دارند و لیزر پیوسته انتخاب شده است، بافت تومور نکروز شده است. اما میزان آسیب به بافت سالم پوست زیاد است. این در حالی است که در این شرایط در لیزر پالسی تقریباً آسیبی به بافت سالم وارد نمی‌شود یا مقدار آن بسیار اندک است. شایان توجه است که در شرایطی که نانوذرات طلا وجود ندارند، میزان بافت نکروز شده در هر دو لیزر پالسی و لیزر پیوسته غیر قابل قبول است.

با مقایسه نتایج با مقالات موجود (۲۷, ۳۲) می‌توان اعلام کرد که یکی از مشکلات استفاده از لیزر غیرپالسی این است که روی سطح حرارت دهی بیش از حد ایجاد می‌کند. درنتیجه سبب سوزش و آسیب بافت سطحی پوست می‌شود، هرچند به بافت‌های زیرین که انتظار می‌رود تخریب شوند، آسیبی وارد نمی‌شود. درنتیجه استفاده از لیزر پیوسته برای درمان نادر است و بیشتر از لیزر پالسی برای هایپرترمیا استفاده می‌شود. از این مقایسه نتایج این پژوهش با مقالات مشابه (۳۷, ۳۹) می‌توان نتیجه گرفت که شبیه‌سازی و نتایج گزارش شده درست هستند. بعلاوه، یکی از مزیت‌هایی که مدل این شبیه‌سازی دارد این است که حرارت دهی بیش از حد به سطح در حالتی که از لیزر پالسی استفاده می‌شود اتفاق نمی‌افتد.

این روش در عمل با محدودیت‌هایی هم مواجه است. نخست آن که هزینه تولید نانوذرات، پایدارسازی آن‌ها بالا بوده و بخش قابل توجهی از چالش‌های عملی را شامل می‌شود (۲۸, ۴۰, ۴۱). از طرف دیگر این ذرات بصورت همگن در بافت پخش نمی‌شوند و میزان پراکندگی آن‌ها در برخی نقاط بیشتر از سایر نقاط است که موجب عدم کارآمدی می‌شود (۲۸, ۲۹). همچنین بخشی از نانوذرات ممکن است در بخش‌هایی مانند کبد، طحال و کلیه تجمع کنند که این موضوع نگرانی‌هایی را در رابطه با سمیت این روش به وجود آورده است (۳۳, ۴۲). همچنین، نفوذ محدود نور لیزر در بافت سبب می‌شود این روش بیشتر برای تومورهای سطحی مؤثر باشد و برای تومورهایی که عمیق هستند کارایی کافی را نداشته باشد (۴۰, ۴۱). همچنین اجرای بالینی این روش نیازمند سامانه‌های پیشرفته پایش دما و تجهیزات دقیق تصویربرداری است که پیچیدگی و هزینه درمان را افزایش می‌دهد (۴۲).

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از این بررسی نشان می‌دهد که با تابش لیزر در هر چهار حالت دمای بافت افزایش می‌یابد و وجود نانوذرات طلا تأثیر بسزایی در توزیع دما و اثربخشی فرایند هایپرترمیا دارد. این افزایش دما در همه لایه‌ها یکسان نبوده است و لایه‌های سطحی شاهد افزایش دمای بیشتری بوده‌اند. شایان ذکر است که انتقال گرما به بافت‌های سالم اطراف تومور یک چالش اساسی محسوب می‌شود که نیازمند راهکارهای محافظتی مانند استفاده از آب برای خنک‌سازی سطح است. اهمیت این موضوع نیز به شرایط پالس لیزر و حضور یا عدم حضور نانوذرات وابسته است.

با توجه به عمق نفوذ پرتوهای لیزر، مدل مورد بررسی در شرایط مختلف که این شرایط عبارتند از تعداد پالس‌های لیزر، طول زمانی پالس و بازه زمانی تابش که دوز تابش لیزر را مشخص می‌کند، متفاوت است. لذا، می‌توان نتیجه گرفت که با انتخاب نوع لیزر مورد استفاده در هر دو حالت بدون حضور نانوذرات و با حضور نانوذرات، شرایط درمانی متفاوتی برای هایپرترمیا پیشنهاد داد. همچنین، تابش لیزر می‌تواند در حضور نانوذرات طلا، گرما را در ناحیه موردنظر موضعی کند، در نتیجه می‌توان با ایجاد همزمان شرایط هایپرترمیا در تومور، بازدهی رادیوتراپی و شیمی درمانی را افزایش داد.

همچنین برای افق کوتاه مدت می‌توان به بهینه‌سازی پارامترهای لیزر شامل توان، مدت زمان پالس و الگوی تابش اشاره کرد چرا که این این موضوع می‌تواند به کنترل دقیق‌تر دمای بافت و کاهش آسیب به نواحی سالم کمک کند. همچنین اصلاح مدل‌های شبیه‌سازی، از جمله ترکیب مدل انتقال حرارت با مدل‌های نفوذ و تجمع نانوذرات، می‌تواند دقت پیش‌بینی‌های عددی را افزایش دهد. توسعه روش‌های مؤثرتر برای توزیع یکنواخت نانوذرات در بافت تومور، و بررسی پوشش‌دهی‌های جدید برای بهبود پایداری و زیست‌سازگاری نانوذرات، از دیگر اولویت‌های کوتاه‌مدت است. در افق بلند مدت باید رویکردهای پیشرفته‌تری برای تبدیل درمان فوتوترمال به یک گزینه درمانی کارآمد و بالینی توسعه یابد. از جمله طراحی فناوری‌های جدید پایش دمای درون‌بافتی، به‌ویژه روش‌های تصویربرداری غیرتهاجمی با وضوح بالا، که می‌تواند نقش مهمی در افزایش ایمنی و دقت درمان ایفا کند.

References

1. Buettner PG, Raasch BA. Incidence rates of skin cancer in Townsville, Australia. *International Journal of Cancer*. 1998;**78**(5):587-593. **doi:** 10.1002/(sici)1097-0215(19981123)78:5<587::aid-ijc10>3.0.co;2-e
2. Olsen CM, Thompson JF, Pandeya N, Whiteman DC. Evaluation of Sex-Specific Incidence of Melanoma. *JAMA Dermatol*. 2020;**156**(5):553-560. **doi:** 10.1001/jamadermatol.2020.0470 **pmid:** 32211827
3. Marjani A, Kabir MJ. Male skin cancer incidence in Golestan province, Iran. *JPMA The Journal of the Pakistan Medical Association*. 2009;**59**(5):287.
4. Marzuka AG, Book SE. Basal cell carcinoma: pathogenesis, epidemiology, clinical features, diagnosis, histopathology, and management. *Yale J Biol Med*. 2015;**88**(2):167-179. **pmid:** 26029015
5. Kuijpers DI, Thissen MR, Neumann MH. Basal cell carcinoma: treatment options and prognosis, a scientific approach to a common malignancy. *Am J Clin Dermatol*. 2002;**3**(4):247-259. **doi:** 10.2165/00128071-200203040-00003 **pmid:** 12010070
6. Kaviani A, Ataie-Fashtami L, Fateh M, Sheikhbahaee N, Ghodsi M, Zand N, et al. Photodynamic therapy of head and neck basal cell carcinoma according to different clinicopathologic features. *Lasers Surg Med*. 2005;**36**(5):377-382. **doi:** 10.1002/lsm.20186 **pmid:** 15965991
7. Wust P, Hildebrandt B, Sreenivasa G, Rau B, Gellermann J, Riess H, et al. Hyperthermia in combined treatment of cancer. *Lancet Oncol*. 2002;**3**(8):487-497. **doi:** 10.1016/s1470-2045(02)00818-5 **pmid:** 12147435
8. Horn M, Wolf P, Wulf HC, Warloe T, Fritsch C, Rhodes LE, et al. Topical methyl aminolaevulinate photodynamic therapy in patients with basal cell carcinoma prone to complications and poor cosmetic outcome with conventional treatment. *Br J Dermatol*. 2003;**149**(6):1242-1249. **doi:** 10.1111/j.1365-2133.2003.05600.x **pmid:** 14674903
9. Rhodes LE, de Rie M, Enstrom Y, Groves R, Morken T, Goulden V, et al. Photodynamic therapy using topical methyl aminolevulinate vs surgery for nodular basal cell carcinoma: results of a multicenter randomized prospective trial. *Arch Dermatol*. 2004;**140**(1):17-23. **doi:** 10.1001/archderm.140.1.17 **pmid:** 14732655
10. Christophi C, Winkworth A, Muralihdaran V, Evans P. The treatment of malignancy by hyperthermia. *Surg Oncol*. 1998;**7**(1-2):83-90. **doi:** 10.1016/s0960-7404(99)00007-9 **pmid:** 10421511
11. Habash RW, Bansal R, Krewski D, Alhafid HT. Thermal therapy, part 1: an introduction to thermal therapy. *Crit Rev Biomed Eng*. 2006;**34**(6):459-489. **doi:** 10.1615/critrevbiomedeng.v34.i6.20 **pmid:** 17725479
12. The Scottish Sun. Tiny microrobots made from 'pond scum' could shrink lung cancer tumours and boost survival by 40% 2023 [updated 2026; cited 2026]. Available from: https://www.thescottishsun.co.uk/health/12907576/tiny-robots-pond-scum-algae-shrink-tumours-lung-cancer.
13. Rao W, Deng ZS, Liu J. A review of hyperthermia combined with radiotherapy/chemotherapy on malignant tumors. *Crit Rev Biomed Eng*. 2010;**38**(1):101-116. **doi:** 10.1615/critrevbiomedeng.v38.i1.80 **pmid:** 21175406
14. Datta NR, Ordonez SG, Gaipl US, Paulides MM, Crezee H, Gellermann J, et al. Local hyperthermia combined with radiotherapy and-/or chemotherapy: recent advances and promises for the future. *Cancer Treat Rev*. 2015;**41**(9):742-753. **doi:** 10.1016/j.ctrv.2015.05.009 **pmid:** 26051911
15. Sellins KS, Cohen JJ. Hyperthermia induces apoptosis in thymocytes. *Radiat Res*. 1991;**126**(1):88-95. **pmid:** 1799401

16. Cheng P-J, Liu K-C. Numerical Analysis of Bio-Heat Transfer in a Spherical Tissue. *Journal of Applied Sciences*. 2009;**9**(5):962-967. **doi:** 10.3923/jas.2009.962.967
17. Abraham JP, Sparrow EM. A thermal-ablation bioheat model including liquid-to-vapor phase change, pressure- and necrosis-dependent perfusion, and moisture-dependent properties. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2007;**50**(13-14):2537-2544. **doi:** 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2006.11.045
18. Thiebaut C, Lemonnier D. Three-dimensional modelling and optimisation of thermal fields induced in a human body during hyperthermia. *International Journal of Thermal Sciences*. 2002;**41**(6):500-508. **doi:** 10.1016/s1290-0729(02)01343-1
19. Okajima J, Maruyama S, Takeda H, Komiya A. Dimensionless solutions and general characteristics of bioheat transfer during thermal therapy. *Journal of Thermal Biology*. 2009;**34**(8):377-384. **doi:** 10.1016/j.jtherbio.2009.08.001
20. Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *J Appl Physiol*. 1948;**1**(2):93-122. **doi:** 10.1152/jappl.1948.1.2.93 **pmid:** 18887578
21. Lang J, Erdmann B, Seebass M. Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1999;**46**(9):1129-1138. **doi:** 10.1109/10.784145 **pmid:** 10493076
22. Hergt R, Dutz S, Müller R, Zeisberger M. Magnetic particle hyperthermia: nanoparticle magnetism and materials development for cancer therapy. *Journal of Physics: Condensed Matter*. 2006;**18**(38):S2919-S2934. **doi:** 10.1088/0953-8984/18/38/s26
23. Rosen JE, Chan L, Shieh DB, Gu FX. Iron oxide nanoparticles for targeted cancer imaging and diagnostics. *Nanomedicine*. 2012;**8**(3):275-290. **doi:** 10.1016/j.nano.2011.08.017 **pmid:** 21930108
24. Rayford C, Schatz G, Shuford K. Optical properties of gold nanospheres. *Nanoscape*. 2005;**2**(1):27-33.
25. Pustovalov VK, Babenko VA. Optical properties of gold nanoparticles at laser radiation wavelengths for laser applications in nanotechnology and medicine. *Laser Physics Letters*. 2004;**1**(10):516-520. **doi:** 10.1002/lapl.200410111
26. Dhar P, Dhar R, Dhar R. Analytical study on optimization problem in hyperthermia by controlling heating probe at tumour and surface cooling temperature. *Applied Mathematical Scienecs*. 2012;**6**:11.
27. Dombrovsky LA, Timchenko V, Jackson M, Yeoh GH. A combined transient thermal model for laser hyperthermia of tumors with embedded gold nanoshells. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2011;**54**(25-26):5459-5469. **doi:** 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2011.07.045
28. Paris Ogayar M, Lopez-Mendez R, Figueruelo-Campanero I, Munoz-Ortiz T, Wilhelm C, Jaque D, et al. Finite element modeling of plasmonic resonances in photothermal gold nanoparticles embedded in cells. *Nanoscale Adv*. 2024;**6**(18):4635-4646. **doi:** 10.1039/d4na00247d **pmid:** 39263395
29. Badir A, Refki S, Sekkat Z. Utilizing gold nanoparticles in plasmonic photothermal therapy for cancer treatment. *Heliyon*. 2025;**11**(4):e42738. **doi:** 10.1016/j.heliyon.2025.e42738 **pmid:** 40084020
30. Kabiri S, Rezaei F. Liver cancer treatment with integration of laser emission and microwave irradiation with the aid of gold nanoparticles. *Sci Rep*. 2022;**12**(1):9271. **doi:** 10.1038/s41598-022-13420-w **pmid:** 35665760
31. Huang X, El-Sayed MA. Gold nanoparticles: Optical properties and implementations in cancer diagnosis and photothermal therapy. *Journal of Advanced Research*. 2010;**1**(1):13-28. **doi:** 10.1016/j.jare.2010.02.002
32. Ayani MB, editor The Study of the Controllable Paramters on the Hyperthermia Efficiency. The 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering; 2009.
33. Kim D, Kim H. Numerical Study on Death of Squamous Cell Carcinoma Based on Various Shapes of Gold Nanoparticles Using Photothermal Therapy. *Sensors (Basel)*. 2022;**22**(4). **doi:** 10.3390/s22041671 **pmid:** 35214586
34. Ding H, Lu JQ, Wooden WA, Kragel PJ, Hu XH. Refractive indices of human skin tissues at eight wavelengths and estimated dispersion relations between 300 and 1600 nm. *Phys Med Biol*. 2006;**51**(6):1479-1489. **doi:** 10.1088/0031-9155/51/6/008 **pmid:** 16510957
35. Montagna W. The structure and function of skin: Elsevier; 2012.
36. Sokolovskaya OI, Sergeeva EA, Golovan LA, Kashkarov PK, Khilov AV, Kurakina DA, et al. Numerical Simulation of Enhancement of Superficial Tumor Laser Hyperthermia with Silicon Nanoparticles. *Photonics*. 2021;**8**(12). **doi:** 10.3390/photonics8120580
37. Soni S, Tyagi H, Taylor RA, Kumar A. Investigation on nanoparticle distribution for thermal ablation of a tumour subjected to nanoparticle assisted thermal therapy. *J Therm Biol*. 2014;**43**:70-80. **doi:** 10.1016/j.jtherbio.2014.05.003 **pmid:** 24956960
38. Gheflati B, Naghavi N. Optimization of Laser Power for Laser-Induced Hyperthermia in the Presence of Nanoparticles using MATLAB and COMSOL Multiphysics. 2019 27th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)2019. p. 1787-1792.
39. Gonzalez D, Gardner J, Tigli O, editors. FEM Analysis of Laser-Induced Heating of Gold Nanoparticles. COMSOL Conference Proceedings; 2011.
40. Huang J, Lu H, Zhou J, Zhang W, Yuan S. Multi-scale numerical simulations of photothermal therapy for tumors based on PDA-coated gold nanoparticles. *Phys Chem Chem Phys*. 2025;**27**(4):1843-1851. **doi:** 10.1039/d4cp03607g **pmid:** 39744862
41. Jeynes JCG, Wordingham F, Moran LJ, Curnow A, Harries TJ. Monte Carlo Simulations of Heat Deposition During Photothermal Skin Cancer Therapy Using Nanoparticles. *Biomolecules*. 2019;**9**(8). **doi:** 10.3390/biom9080343 **pmid:** 31387293
42. Rossi F, Ratto F, Pini R, editors. Laser Activated Gold Nanorods for the Photothermal Treatment of Cancer. Excerpt from the Proceedings of the 2012 Comsol Conference in Milan; Chalmers University of Technology: Göteborg, Sweden; 2012.