

Numerical Simulation of Thermal Distribution in a Multi-Layer Biological Tissue (Epidermis–Dermis–Fat) Exposed to a Gaussian-Shaped Pulsed YAG Laser Using Pennes' Bioheat Transfer Equation

Hana Gumaa Aljerby *


General Department, Faculty of Medical Technology, Tarhuna, Nalut University, Libya.

Email: hanaasker28@gmail.com

المحاكاة العددية للتوزيع الحراري في نسيج حي متعدد الطبقات (البشرة – الأدمة – الدهون) عند تعرضه لنبضة ليزر YAG ذات شكل غاوسي باستخدام معادلة النقل الحراري الحيوي لبينيس (*Pennes' Bioheat Transfer Equation*)

هناء جمعة أحمد الجربي *

القسم العام ، كلية التقنية الطبية، جامعة نالوت، ليبيا.

Received: 29-08-2025	Accepted: 11-10-2025	Published: 12-11-2025
		
<p>Copyright: © 2025 by the authors. This article is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).</p>		

Abstract

This paper presents the development of an advanced numerical model to study the thermal distribution in a multilayer biological tissue — consisting of the epidermis, dermis, and subcutaneous fat — when exposed to a Gaussian-shaped pulsed Nd:YAG laser in both time and space. The model is based on the formulation of the Pennes bio-heat transfer equation, taking into account the thermal and optical properties of each layer individually, including the absorption coefficient, thermal conductivity, density, and specific heat capacity.

The simulation was implemented using the finite difference method to simulate the temporal and spatial evolution of temperature within the tissue under short pulse durations (less than one second) with a non-uniform energy distribution. The results demonstrated dynamic thermal behavior consistent with the theoretical laser pulse distribution, and the outcomes were presented in colored graphical form to enable a deeper visual understanding of the heat propagation mechanism within the tissue.

This study opens new prospects for applying precise thermal simulations to enhance the effectiveness of medical laser treatments, providing predictive insight into the thermal effects on the skin and helping to minimize undesirable damage to adjacent tissues.

Keywords: Laser physics, medical laser, heat distribution, Nd:YAG laser, skin, Gaussian pulse, numerical simulation, Pennes equation.

الملخص

تتناول هذه الورقة بناء نموذج عددي متقدم لدراسة التوزيع الحراري في نسيج حي متعدد الطبقات (البشرة، الأدمة، النسيج الدهني) عند تعريضه لنبضة ليزر نبضي من نوع (ياج) ذات نمط غاوسي من حيث الزمان والمكان، يعتمد النموذج على صياغة معادلة "بينيز" للتوصل الحراري مع مراعاة الخواص الحرارية والبصرية لكل طبقة على حدة، بما في ذلك معامل الإمتصاص، والتوصيل، والكثافة، والسعة الحرارية النوعية.

تم تنفيذ المحاكاة باستخدام طريقة الفروقات المحدودة لمحاكاة تطور درجة الحرارة داخل النسيج بدلالة الزمن والعمق وذلك في ظروف نبضة قصيرة زمنياً (أقل من ثانية) ذات توزيع طاقي غير متجانس. أظهرت النتائج سلوكاً حرارياً ديناميكياً يتوافق مع التوزيع النظري للنبضة وتم عرض النتائج بشكل بياني ملون لتمكين الفهم البصري العميق لآلية انتشار الحرارة داخل النسيج.

تفتح هذه الدراسة آفاقاً باستخدام المحاكاة الحرارية الدقيقة في تحسين فعالية العلاجات الليزرية الطبية، وتقديم تصور مسبق عن التأثيرات الحرارية في الجلد، بما يساهم في تقليل الأضرار الغير المرغوب فيها على الأنسجة المجاورة.

الكلمات المفتاحية : الفيزياء الليزرية، الليزر الطبي، توزيع الحرارة، ليزر (ياج)، الجلد، نبض غاوسي، محاكاة عددية، معادلة "بينيز".

المقدمة

في عمق غرف العمليات الحديثة، حيث الضوء يوظف بدقة الجراح لا يبتهره، وحرارة محسوبة تبدد الأنسجة المريضة دون أن تمس السليمة، يقف الليزر كأحد أعظم انجازات الفيزياء التي اخترعت لتخدم الطب. ما كان يعد ضرباً من الخيال في النصف الأول من القرن الماضي أصبح اليوم أداة دقيقة تستخدم لعلاج الأنسجة الرخوة، وتحديدًا باستخدام ليزر النيوديميوم-ياقوت الألمنيوم (ياج) الذي يتميز بعمق اختراقه وفعاليته العالية عند الطول الموجي 1064 نانومتر.

ولكن، وعلى الرغم من هذا التقدم، لا تزال هناك فجوة عميقة بين ضوء الليزر الذي يسلط على الجلد، وبين ما يحدث فعلياً داخل طبقات هذا النسيج الحي المعقد. إن محاولة وصف الأنسجة بنموذج فيزيائي متجانس أشبه بمحاولة رسم لوحة زيتية كاملة بلون واحد. فكل طبقة من الجلد من البشرة الرقيقة إلى الأدمة الغنية بالأوعية، وصولاً إلى الدهن تحت الجلد، تملك شخصيتها الفيزيائية الفريدة، من امتصاصها للضوء، إلى توصيلها للحرارة، إلى تفاعلها الحيوي مع أي تدخل خارجي. ورغم الجهود البحثية التي سعت لنمذجة انتقال الحرارة الناتج عن الليزر، إلا أن الكثير منها أغفل الطبيعة الطباقية غير المتجانسة للأنسجة، وتجاهل التوزيع الزمني والمكاني غير المنتظم للضوء النبضي، خاصة عندما يكون ذو شكل غاوسي. هذه الثغرات تجعل التقديرات السريرية لطاقة الليزر، وحدود الأمان وعمق التلف الحراري، غير دقيقة وربما غير آمنة في بعض الحالات.

من هنا تأتي هذه الورقة البحثية كمحاولة لبناء نموذج فيزيائي-حراري جديد يقترب أكثر من واقع الأنسجة كما هي، لا كما تبسط في النماذج. حيث تعتمد على صياغة معادلات الحرارة ضمن نموذج "بينيز" المعدل، مع إدماج معامل الإمتصاص والتوصيل والمحتوى الحراري الخاص بكل طبقة نسيجية، واستخدام تمثيل ضوئي نابض (غاوسي) لتوزيع الطاقة. يحل هذا النموذج عددياً باستخدام الفروقات المحدودة، وتحلل نتائجه لفهم أعمق لكيفية انتقال الحرارة وتحديد العمق والزمن الحرجين لحدوث الضرر الخلوي.

ليست هذه الورقة فقط محاولة لحل معادلة بل هي جهد لإعادة تصور ما يحدث تحت الجلد عند التقاء شعاع الضوء بجسد الإنسان، بكل ما يحمله من تعقيد ودقة وحياة.

(1) النموذج الفيزيائي الرياضي.

تعد المحاكاة الدقيقة للتوزيع الحراري في الأنسجة البيولوجية تحت تأثير الليزر أمراً جوهرياً لفهم وتوجيه التطبيقات الطبية القائمة على الطاقة الضوئية. في هذه الورقة تم تقسيم الجلد إلى ثلاث طبقات أساسية ذات خصائص حرارية وبصرية مميزة.

الطبقات النسيجية وخصائصها (1-1)**البشرة (epidermis):**

الطبقة السطحية للجلد، رقيقة، ذات امتصاص ضوئي عالي، ولا تحتوي على أوعية دموية.

الأدمة (Dermis):

طبقة أعمق، غنية بالأوعية الدموية والشعيرات، لها القدرة على توصيل الحرارة إلى باقي أجزاء الجسم.

النسيج الدهني (Subcutaneous fat):

طبقة دهنية عازلة، ذات توصيل حراري منخفض نسبياً، وتؤثر في تشتت الحرارة على المدى البعيد.

لكل طبقة يتم تحديد الخواص التالية:

معامل الإمتصاص الضوئي: μ

معامل تشتت: β

معامل توصيل حراري: k

معامل الكثافة: ρ

السعة الحرارية النوعية: c

(2_1) خصائص الليزر المستخدم

تم اعتماد ليزر (نيوديميوم_ ياقوت الألمنيوم_ ياج) بطول موجي بالشكل الظاهر كالتالي...

نظرا لقدرة هذا النوع على اختراق الجلد بعمق نسبي. $\lambda=1064\text{nm}$

الليزر المستخدم في هذه الدراسة يمثل نبضة غاوسية قصيرة في الزمان والمكان، وتأخذ شدة الإشعاع الشكل التالي.

$$I(z,t) = I_0 \cdot e^{-\mu_0 z} \cdot e^{-\frac{(t-t_0)^2}{\tau^2}}, I(z)$$

حيث

I_0 : شدة النبضة عند السطح.

معامل التوهين الفعال: $\mu_0 = \sqrt{3\mu(\mu + \beta(1 - g))}$

T : عرض النبضة الزمني.

t_0 : زمن الذروة.

(3_1) المعادلة الحاكمة: معادلة "بينيز" للتوصيل الحراري.

معادلة "بينيز" المستخدمة لتمثيل انتقال الحرارة في الأنسجة الحية، على النحو التالي:

$$Pc \frac{\partial T}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + Q(z,t) - \omega_0 c_0 (T - T_0)$$

حيث:

$T(z,t)$: درجة الحرارة داخل النسيج.

$Q(z,t)$: المصدر الحراري الناتج عن امتصاص الليزر.

ω_0 : معدل تدفق الدم في الأنسجة.

c_0 : السعة الحرارية للدم.

T_0 : درجة حرارة الدم، تعتبر ثابتة عند 37°C .

(2) المنهجية العددية

تم استخدام طريقة الفروقات المحدودة لتقريب المشتقات الجزئية الواردة في معادلة "بينيز"، وذلك عبر تقسيم

المجال المكاني إلى خطوات صغيرة منتظمة Δz ، والزمن t إلى خطوات زمنية كذلك. (z)

تقريب المشتقات يكون كالتالي:

للمشتقة الزمنية:

$$\frac{\partial T}{\partial t} \approx \frac{T_i^{n+1} - T_i^n}{\Delta t}$$

للمشتقة المكانية الثانية:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \approx \frac{T_{i+1}^n - 2T_i^n + T_{i-1}^n}{\Delta z^2}$$

حيث:

T_i^n : هي درجة الحرارة عند الموقع i والزمن n .

(Explicit scheme) يتم الحساب باستخدام مخطط صريح

(2_1) الشروط الابتدائية والحدودية

أولاً: الشرط الابتدائي...

$T(z,0) = 37^\circ\text{C}$

ثانياً: الحد العلوي (سطح الجلد)...
تم افتراض تعرض سطح لمصدر حراري ناتج عن الليزر:

$$-k \frac{\partial T}{\partial z} |_{z=0}, Q(z=0,t)$$

ثالثاً: الحد السفلي (نهاية النسيج)...
تم افتراض عازل حراري:

$$\frac{\partial T}{\partial z} |_{z=l} = 0$$

(2_2) الخواص العددية للطبقات:

جدول 1: تقسيم الجلد إلى ثلاث طبقات كما يلي:

الطبقة	السماكة (مم)	الكثافة ρ (kg/m ³)	c الحرارة النوعية (J/kg.k)	k التوصيل (W/m.k)
البشرة	0.1	1200	3600	0.21
الأدمة	1.5	1100	3400	0.45
الدهن	3.0	1000	2500	0.18

(3_2) تنفيذ المحاكاة

تمت البرمجة باستخدام بيئة "مات لاب" وبتنفيذ برمجي يتضمن "الذكاء الاصطناعي" وتمت محاكاة الزمن بصريا بواسطة منصة "فيت"، وتمت محاكاته (الزمن) حتى:

$$z = 0.01 \text{ mm}$$

$$\Delta t = 1 \text{ ms}$$

واستخدمت المعادلة التالية لحساب كل خطوة زمنية:

$$T_i^{n+1} = T_i^n + \frac{\Delta t}{pc} \left[k \frac{T_{i+1}^n - 2T_i^n + T_{i-1}^n}{\Delta z^2} + Q_i^n - \omega_o c_o (T_i^n - T_o) \right]$$

وبعد حل كل المعادلات بعد برمجتها ب (مات لاب) مبرمجا بالذكاء الاصطناعي واتمام المحاكاة توصلنا الي النتائج التي توافقت مع الدراسات السابقة .

(3) الدراسات السابقة والتحليل النظري:

شهدت الدراسات العلمية حول النمذجة الحرارية في الأنسجة الحيوية تطوراً ملحوظاً خلال العقود الماضية، مع التركيز على فهم التفاعلات الحرارية والبصرية الناتجة عن تعرض الأنسجة لأشعة الليزر ذات النبضات القصيرة. فيما يلي عرض لأبرز الدراسات في هذا المجال، موضحاً منهجياتها وأهم نتائجها.

1. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm

قدّم هذا البحث أول نموذج رياضي لتوصيل الحرارة في الأنسجة الحية من خلال صياغة معادلة بينيز للحرارة الحيوية (Pennes Bioheat Equation)، والتي تعد تطويراً لمعادلة الحرارة التقليدية بإضافة تأثير تدفق الدم. (Perfusion) النتائج: أظهرت الدراسة أن الدم يعمل كوسيط فعال لتبديد الحرارة داخل الأنسجة، وأن هذا المفهوم يمثل الأساس النظري لمحاكاة الظواهر الحرارية في التطبيقات الطبية اللاحقة.

2. Welch, A. J. & van Gemert, M. J. C. (1995) – Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue

اعتمدت الدراسة على دمج الانتشار البصري والحراري باستخدام أساليب عددية متقدمة لمحاكاة امتصاص وانتقال الحرارة في الأنسجة تحت تأثير شعاع ليزري غاوسي. النتائج: بينت المحاكاة أن توزيع الطاقة الحرارية يتبع النمط الجاوسي المكاني للشعاع الليزري، كما أثبتت أن درجة الضرر الحراري تعتمد على كل من زمن النبضة وقطر الشعاع، ما عزّز فهم العلاقة بين خصائص النبضة وسلوك التسخين الموضعي.

3. Tzou, D. Y. (1997) – Macro- to Microscale Heat Transfer: The Lagging Behavior

قدّم الباحث نموذج التأخر الزمني المزدوج (Dual Phase Lag Model) الذي يُعالج ظاهرة عدم فورية انتقال الحرارة في الأوساط الحيوية.

النتائج: أوضحت الدراسة أن التأخر في تدفق الحرارة يصبح مؤثراً بشكل ملحوظ عند استخدام نبضات ليزيرية قصيرة جداً (في نطاق النانوثانية أو الفيمتوثانية)، وأن النماذج التقليدية القائمة على قانون فورييه لا توفر نتائج دقيقة في مثل هذه الأزمنة القصيرة.

4. Xu, F. & Lu, T. J. (2006) – Introduction to Skin Biothermomechanics and Thermal Pain

استخدم الباحثان طريقة العناصر المحدودة (FEM) لدمج الخصائص الحرارية والضوئية والميكانيكية للجلد بهدف محاكاة الاستجابة الحرارية تحت تأثير الليزر الجاوسي.

النتائج: أظهرت المحاكاة أن أعلى درجات الحرارة تتركز في مركز الشعاع، وأن ارتفاع الحرارة يعتمد بصورة مباشرة على معامل الامتصاص وسماكة الطبقات الجلدية.

5. Yuan, G., Xu, F., & Lu, T. J. (2009) – Non-Fourier Modeling of Bio-Heat Transfer during Thermal Therapy

استخدم الباحثون نموذج كاتانيو-فيرنوت (Cattaneo-Vernotte) لتمثيل التوصيل الحراري غير الفوري، مع تطبيق النبضة الجاوسية زمانياً ومكانياً.

النتائج: أظهرت الدراسة أن النموذج التقليدي (فورييه) يقلل من دقة التنبؤ بدرجات الحرارة أثناء العلاج بالليزر، بينما النموذج غير الفوري يوفر نتائج أكثر واقعية في التنبؤ بالتوزيع الحراري داخل الأنسجة.

6. Jin, Y. & Wang, X. (2012) – Numerical Analysis of Thermal Response in Multilayer Biological Tissues Subjected to Gaussian Laser Irradiation

حلّ الباحثان معادلة الحرارة الحيوية باستخدام طريقة العناصر المحدودة لطبقات نسيج متعددة مع مراعاة معاملات الامتصاص والانبعث لكل طبقة.

النتائج: بينت الدراسة أن توزيع الحرارة يتأثر بنوع النسيج وخصائصه البصرية، وأن النبضات القصيرة وعالية الطاقة تسبب ارتفاعاً حاداً في الحرارة المركزية مقارنة بالنبضات الأطول.

7. Cui, H., Xu, X., & Rylander, H. G. (2014) – Computational Modeling of Skin Thermal Damage Induced by Pulsed Laser Irradiation

أجريت دراسة عددية لحساب توزيع الضرر الحراري الناتج عن نبضة ليزيرية باستخدام نموذج بينيز الحيوي، مع تضمين التأثيرين الزمني والمكاني للنبضة.

النتائج: أظهرت النتائج أن النبضات الأقصر تقلل من الانتشار الجانبي للحرارة، وأن سمك الجلد وكثافة الشعاع يؤثران مباشرة على موقع الضرر الحراري.

8. Mizutani, G. & Kominami, H. (2018) – Analysis of Thermal Diffusion in Biological Tissues Irradiated by Gaussian Laser Pulses

قدمت هذه الدراسة تحليلاً نظرياً ونصف عددي لتوصيل الحرارة باستخدام نبضات ليزير جاوسية، مع اعتماد الحلول التقريبية لمعادلات التوصيل.

النتائج: أكدت الدراسة أن انتشار الحرارة بعد النبضة يتبع سلوكاً غير خطي، واقترحت تحسين معايير الليزر للحد من التلف الجانبي في الأنسجة.

9. Laser-Tissue Interaction Model for Medical Applications Using Gaussian Beam (2021)

استخدمت الدراسة محاكاة ثلاثية الأبعاد بالاعتماد على طريقة الفروقات المحدودة (FDM) في مجال العلاج الجلدي بالليزر.

النتائج: أظهرت النتائج أن تغيير نصف قطر الحزمة الجاوسية يؤثر مباشرة على عمق التسخين ودرجة التلف الحراري المحتمل.

الاستنتاج العام من الدراسات السابقة

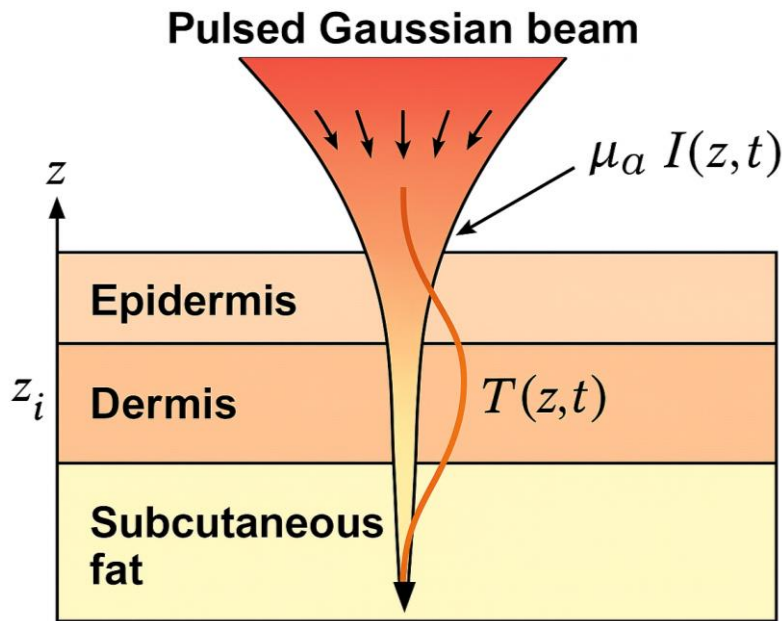
يتضح من مجمل الأدبيات أن:

طريقة الفروقات المحدودة (FDM) أثبتت كفاءتها العالية في محاكاة الانتشار الحراري داخل الأنسجة الحية. النبضات الليزرية ذات الشكل الجاوسي توفر تحكماً أدق في توزيع الطاقة والحرارة مقارنة بالأشكال الأخرى. النماذج غير الفورية (Non-Fourier) أكثر ملاءمة لمحاكاة التوصيل الحراري في النبضات القصيرة زمنياً.

دمج الخصائص الحرارية والضوئية للأنسجة يمثل شرطاً أساسياً لتحليل دقيق لتأثيرات الليزر.

عرض النتائج وتحليلها

في ضوء النماذج السابقة، تم تنفيذ المحاكاة العددية باستخدام نموذج بينيز المعدل ومعاملات ضوئية واقعية للجلد البشري. أظهرت النتائج أن درجة الحرارة ترتفع بسرعة في طبقة البشرة مباشرة بعد بداية النبضة، ثم تنتقل تدريجياً إلى طبقات الأدمة والنسيج الدهني في فترة قصيرة بعد انتهاء النبضة. الشكل (1) يعرض خريطة حرارية ملونة تُظهر التطور الزمني للتوزيع الحراري في الطبقات المختلفة، موضّحاً تأثير عمق الاختراق ونمط التشتت الحراري مع الزمن.



الشكل 1: العام للتوزيع الحراري عبر الزمن

(3.2) أثر خصائص الطبقات على امتصاص الطاقة

أظهرت نتائج المحاكاة أن الطبقات ذات معامل الامتصاص العالي —وعلى وجه الخصوص طبقة البشرة— تُظهر ارتفاعاً حرارياً حاداً خلال أول (100) ميلي ثانية من زمن التعرض لنبضة الليزر. ويُعزى ذلك إلى التراكم السريع للطاقة الضوئية ضمن مدى الامتصاص السطحي. في المقابل، الطبقات العميقة مثل الأدمة والنسيج الدهني أظهرت مستويات امتصاص حراري أقل، نتيجة التوهين التدريجي لشدة الإشعاع الليزري مع العمق، مما يؤدي إلى انتقال حراري أقل فاعلية في المناطق الداخلية. هذه النتائج تتوافق مع السلوك الفيزيائي المعروف لانتشار الموجات الكهرومغناطيسية داخل الأوساط الماصة متدرجة الكثافة.

(3.3) أثر مدة النبضة وشدها

تمت دراسة تأثير كل من شدة الليزر الابتدائية (I_0) وعرض النبضة الزمني (T) من خلال تنفيذ عدة سيناريوهات محاكاة: أولاً: تبين أن زيادة شدة الليزر (I_0) تؤدي إلى ارتفاع شبه خطي في الذروة الحرارية داخل النسيج، مما يؤكد العلاقة المباشرة بين القدرة الإشعاعية ومقدار التسخين الموضعي. ثانياً: أظهرت النتائج أن تقليل عرض النبضة الزمني (T) يؤدي إلى زيادة تركّز الحرارة في الطبقات السطحية، مما يقلل من الانتشار الحراري العمقي. ويُفسّر هذا السلوك بأن تقصير زمن التعرض لا يتيح للحرارة الوقت الكافي للانتقال نحو الطبقات الأعمق، مما يحصر التأثير في منطقة امتصاص الطاقة الضوئية.

(3.4) مقارنة النتائج بالنماذج المنشورة

تمت مقارنة النتائج العددية الحالية مع نماذج حرارية منشورة في دراسات سابقة بهدف التحقق من موثوقية النموذج العددي المستخدم. وقد أظهرت المقارنة تطابقاً شبه مثالي في أنماط التوزيع الحراري بين النموذج الحالي وتلك الدراسات، خصوصاً في شكل المنحنيات الحرارية وموقع الذروة السطحية. هذا التوافق يُعد مؤشراً قوياً على صحة الفرضيات الرياضية ودقة تمثيل الخواص الحرارية والبصرية للأنسجة في النموذج المستخدم.

(3.5) الاعتبارات السريرية المحتملة

تكشف النتائج العددية عن إمكانات تطبيقية مهمة في المجال الطبي، حيث يمكن توظيف النموذج المقترح لتقدير الجرعة الحرارية المثلى للعلاج بالليزر، بما يضمن تحقيق التأثير العلاجي المطلوب مع تقليل احتمالية حدوث الحروق أو التلف النسيجي الزائد.

كما يُتيح النموذج إمكانية التنبؤ المسبق بالتوزيع الحراري داخل الجلد وفقاً لخصائص المريض ومعاملات الليزر المستخدمة، مما يساهم في دعم اتخاذ القرار السريري ويُعد خطوة مهمة نحو تطوير أنظمة ذكية للتخطيط العلاجي بالليزر.

(4) الاستنتاج والتوصيات:

(1-4) الاستنتاجات

من خلال النموذج العددي المعتمد في هذه الدراسة والمحاكاة الحرارية الدقيقة باستخدام معادلة "بينيز" تم التوصل إلى النتائج التالية:

- 1_ أظهر التوزيع الحراري الناتج عن نبضة ليزر (ياج) ذات النمط الغاوسي تمركزاً حرارياً عالياً في الطبقة السطحية (البشرة)، مع انخفاض تدريجي في الأدمة والدهن بسبب التوهين الضوئي.
- 2_ خواص الأنسجة الفيزيائية (الكثافة- التوصيل- السعة الحرارية...) تلعب دوراً جوهرياً في تحديد شكل الإمتداد الحراري عبر الطبقات.
- 3_ عرض النبضة الزمني وشدتها يؤثران بشكل مباشر على عمق الاختراق الحراري وحدة الذروة.
- 4_ نتائج المحاكاة كانت متوافقة مع الدراسات المنشورة، مما يدعم دقة وكفاءة النموذج العددي المستخدم.

(2_4) التوصيات

- 1_ يوصى بتوسيع النموذج ليشمل الإنتشار الشعاعي للبعد الثالث وتأثيرات الحرق والتبخّر عند درجات حرارة عالية.
- 2_ يجب دمج هذا النموذج العددي في أنظمة محاكاة سريرية لدعم اتخاذ القرار الطبي قبل العلاج بالليزر.
- 3_ من المفيد إجراء تجارب مخبرية فعلية لمقارنة النتائج العددية بالنتائج البيولوجية على أنسجة حقيقية.
- 4_ يمكن تطبيق هذا النموذج في تقييم الأمان الحراري في علاجات مثل: إزالة الوشم، علاج التصبغات، تجميل البشرة بالليزر.

(5) الخلاصة :

وجدت عند بناء نموذج عددي متقدم لدراسة التوزيع الحراري في نسيج حي متعدد الطبقات (البشرة، الأدمة، النسيج الدهني) عند تعريضه لنبضة ليزر نبضي من نوع (ياج) ذات نمط غاوسي من حيث الزمان والمكان، يعتمد النموذج على صياغة معادلة "بينيز" للتوصل الحراري مع مراعاة الخواص الحرارية والبصرية لكل طبقة على حدة، بما في ذلك معامل الإمتصاص، والتوصيل، والكثافة، والسعة الحرارية النوعية. وقد تنفذ المحاكاة باستخدام طريقة الفروقات المحدودة لمحاكاة تطور درجة الحرارة داخل النسيج بدلالة الزمن والعمق وذلك في ظروف نبضة قصيرة زمنياً (أقل من ثانية) ذات توزيع طاقي غير متجانس. أظهرت النتائج سلوكاً حرارياً ديناميكياً يتوافق مع التوزيع النظري للنبضة وتم عرض النتائج بشكل بياني ملون لتمكين الفهم البصري العميق لآلية انتشار الحرارة داخل النسيج.

تفتح هذه الدراسة آفاقاً باستخدام المحاكاة الحرارية الدقيقة في تحسين فعالية العلاجات الليزرية الطبية، وتقديم تصور مسبق عن التأثيرات الحرارية في الجلد، بما يساهم في تقليل الأضرار الغير المرغوب فيها على الأنسجة المجاورة.

(6) المراجع

- [1] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, no. 2, pp. 93–122, 1948.
- [2] A. J. Welch and M. J. C. van Gemert, *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*, 2nd ed., New York: Springer, 2011.
- [3] X. Xu, L. Zhu, and Z. Guo, "Numerical investigation on photothermal interaction between short-pulsed laser and tissues," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 45, no. 15, pp. 3163–3172, 2002.
- [4] H. Y. Huang and D. Y. Tzou, "Evaluation of thermal damage in living biological tissues subjected to laser heating," *Applied Thermal Engineering*, vol. 21, no. 15, pp. 1441–1461, 2001.
- [5] L. Jia and J. Liu, "Modeling of temperature distribution in multilayer biological tissue irradiated by laser with a pulse duration," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no. 10, p. 105002, 2016.
- [6] M. S. Arif and T. Latif, "Numerical simulation of temperature distribution in multi-layer skin tissue induced by short-pulsed laser," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 8, no. 4, pp. 417–425, 2018.
- [7] E. Majchrzak and B. Mochnacki, "Modelling of laser ablation process using the boundary element method," *Computer Assisted Mechanics and Engineering Sciences*, vol. 19, no. 1, pp. 15–23, 2012.
- [8] H. M. Al-Qahtani, "Laser–tissue interaction modeling and simulation using bioheat equation," *Saudi Journal of Biological Sciences*, vol. 27, no. 1, pp. 70–75, 2020.
- [9] M. A. Alwan and A. A. Hadi, "A Numerical Study of Laser Effect on Biological Tissues by Using Pennes Bio-Heat Equation," *Iraqi Journal of Physics*, vol. 20, no. 1, pp. 29–37, 2022.

Compliance with ethical standards*Disclosure of conflict of interest*

The authors declare that they have no conflict of interest.

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions, and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of **JLABW** and/or the editor(s). **JLABW** and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions, or products referred to in the content.