Intelligent Control of Medical Laser Energy to Minimize Tissue Damage Using Biophysical Models

Suzan Blide[*]
Dr. Bassam Ghazolin[**]
Dr. Ghadaa Saad[***]

(Received 22 / 4 / 2026. Accepted 10 / 6 / 2026)

□ ABSTRACT □

Laser medical treatment is a modern technique widely used in medical and dermatological applications such as hair removal, treatment of skin pigmentation, and removal of superficial tumors. The effectiveness of this type of treatment depends on precise control of the amount of thermal energy transferred to the tissue, as excessive energy exposure can lead to unwanted thermal damage to healthy tissue.

This study aims to develop a closed-loop control system for regulating laser intensity during treatment to maintain a safe therapeutic temperature and minimize the potential for tissue damage. The proposed model utilizes the Pennes Bioheat equation to describe heat transfer within the skin layers, along with the Arrhenius model to estimate the degree of thermal damage in the tissue. A PID control algorithm ((Proportional – integral-differential controller)) was employed to adjust the laser intensity in real-time based on the measured temperature at a specific tissue depth.

Numerical simulations were performed to study the thermal response of the system and compare treatment outcomes in two states, open and close loop. The results showed that using the proposed control algorithm significantly reduces the maximum intracellular temperature, thereby minimizing thermal damage. This study provides a computational framework that can be used to develop safer and more precise laser treatment systems for future medical applications.

Keywords: Laser, Bioheat-Bennes equation, Arrhenius model of thermal damage, Biophysical modeling.

Copyright **:**Latakia University Journal (Formerly Tishreen) -Syria, The authors retain the copyright under a CC BY-NC-SA 04

[*]**PhD student, Faculty of Science, Latakia University(Formerly Tishreen) , Latakia, Syria, suzan.f.blide@latakia-univ.edu.sy.**

****Professor, Faculty of Science, Latakia University(Formerly Tishreen) , Latakia Syria, bassam.ghazolin@latakia-univ.edu.sy.**

*****Assistant Professor, Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Tartous University, Tartous, Syria, ghadaa.saad@tartous-univ.edu.sy.**

التحكم الذكي بطاقة الليزر الطبي لتقليل تلف الأنسجة باستخدام نماذج فيزيائية–حيوية

سوزان بليدي *

د. بسام غزولين**

د. غادة سعد***

(تاريخ الإيداع22 / 4 / 2026. قبل للنشر في 10 / 6/ 2026)

□ ملخّص □

يُعد العلاج الطبي باستخدام الليزر من التقنيات الحديثة المستخدمة على نطاق واسع في التطبيقات الطبية والجلدية مثل إزالة الشعر وعلاج التصبغات الجلدية وإزالة الأورام السطحية. تعتمد فعالية هذا النوع من العلاج على التحكم الدقيق بكمية الطاقة الحرارية التي تنتقل إلى الأنسجة الحيوية، إذ يمكن أن يؤدي التعرض المفرط للطاقة إلى حدوث تلف حراري غير مرغوب فيه في الأنسجة السليمة.

تهدف هذه الدراسة إلى تطوير نظام تحكم مغلق لتنظيم شدة الليزر أثناء العلاج بهدف الحفاظ على درجة حرارة علاجية آمنة وتقليل احتمالية تلف الأنسجة. يعتمد النموذج المقترح على معادلة بنس للتوزع الحراري (Pennes Bioheat) لوصف انتقال الحرارة داخل طبقات الجلد، بالإضافة إلى استخدام نموذج ارهينيوسArrhenius لتقدير نسبة التلف الحراري في الأنسجة الحيوية. كما تم استخدام خوارزمية تحكم من نوع PID(Proportional – integral–differential controller) لضبط شدة الليزر بشكل لحظي اعتماداً على درجة الحرارة المقاسة في عمق محدد من النسيج.

تم إجراء محاكاة عددية لدراسة فعالية النظام وتأثيره على تلف الأنسجة، ومقارنة نتائج العلاج في حالتي التشغيل المفتوح والتحكم المغلق. أظهرت النتائج أن استخدام خوارزمية التحكم المقترحة يساهم بشكل كبير في تقليل درجة الحرارة القصوى داخل النسيج وبالتالي تقليل نسبة التلف الحراري. توفر هذه الدراسة إطاراً حاسوبياً يمكن استخدامه لتطوير أنظمة علاج ليزري أكثر أماناً ودقة في التطبيقات الطبية المستقبلية.

الكلمات المفتاحية: الليزر، معادلة بنس، نموذج Arrhenius للتلف الحراري، النمذجة الفيزيائية الحيوية.

حقوق النشر : مجلة جامعة اللاذقية (تشرين سابقاً)– سوريا، يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر بموجب الترخيص CC BY–NC–SA 04

* طالبة دكتوراه، كلية العلوم، جامعة اللاذقية(تشرين سابقاً)، اللاذقية، سوريا. suzan.f.blide@latakia–univ.edu.sy

** أستاذ ، كلية العلوم، جامعة اللاذقية(تشرين سابقاً)، اللاذقية، سوريا. bassam.ghazolin@latakia–univ.edu.sy.

*** مدرسة ، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة طرطوس، طرطوس ، سوريا. ghadaa.saad@tartous–univ.edu.sy

مقدمة:

شهدت التقنيات الطبية المعتمدة على الليزر تطوراً ملحوظاً خلال العقود الأخيرة، فقد باتت جزء لا يتجزأ في العديد من التطبيقات الطبية والجراحية مثل طب الجلد، وجراحة العيون، وعلاج الأورام السطحية، إضافة إلى تطبيقات التجميل المختلفة. يتميز الليزر بقدرته العالية على تركيز الطاقة في مساحة صغيرة جداً من الأنسجة، مما يسمح بإجراء عمليات علاجية دقيقة مع تقليل الضرر في المناطق المحيطة[1].

تعتمد آلية تأثير الليزر على الأنسجة الحيوية بشكل رئيسي على معاملين رئيسيين وهما خصائص الحزمة الليزرية وطبيعة النسيج الحي. فعند تعرض النسيج الحي إلى حزمة شعاع ليزر ذو شدة محددة، تتحول هذه الطاقة إلى حرارة تسبب رفع درجة حرارة الخلايا والأنسجة المحيطة. ويمكن أن يكون هذا الارتفاع في درجة الحرارة مفيداً في بعض التطبيقات العلاجية مثل التخثير الحراري أو تدمير الأنسجة المرضية، إلا أن الارتفاع المفرط في درجة الحرارة قد يؤدي إلى حدوث تلف حراري دائم في الأنسجة السليمة[1].

من أجل فهم هذا التفاعل المعقد بين الليزر والأنسجة الحيوية، تم تطوير العديد من النماذج الفيزيائية التي تصف انتقال الحرارة داخل الأنسجة. ومن أكثر النماذج استخداماً في هذا المجال معادلة بنس للتوزع الحراري (Pennes Bioheat Equation) والتي تأخذ بعين الاعتبار انتقال الحرارة بالتوصيل الحراري إضافة إلى تأثير التروية الدموية داخل النسيج. يسمح هذا النموذج بدراسة التوزيع الحراري داخل طبقات الجلد المختلفة أثناء التعرض لإشعاع الليزر[2].

إلى جانب دراسة التوزيع الحراري، من الضروري أيضاً تقدير مدى التلف الذي قد يصيب الأنسجة نتيجة التعرض للحرارة. ولهذا الغرض يُستخدم في العديد من الدراسات نموذج Arrhenius الذي يربط بين درجة الحرارة وزمن التعرض لتقدير نسبة التلف الحراري في الخلايا والأنسجة البيولوجية[2].

على الرغم من توفر هذه النماذج الفيزيائية، فإن العديد من أنظمة العلاج بالليزر تعمل بطريقة التشغيل المفتوح، حيث يتم تطبيق طاقة ليزر ثابتة دون وجود آلية تحكم فورية لتنظيم درجة الحرارة داخل النسيج. وقد يؤدي ذلك إلى ارتفاع غير مرغوب فيه في درجة الحرارة وحدوث تلف حراري في الأنسجة السليمة.

للتغلب على هذه المشكلة، يمكن استخدام تقنيات التحكم المغلق (Closed–Loop Control) التي تعتمد على قياس درجة الحرارة داخل النسيج وضبط شدة الليزر بشكل ديناميكي للحفاظ على درجة حرارة علاجية آمنة. ومن بين خوارزميات التحكم المستخدمة على نطاق واسع في الأنظمة الصناعية والطبية خوارزمية **PID** التي تتميز ببساطتها وكفاءتها في تنظيم الأنظمة الديناميكية[3].

بناءً على ما سبق، تهدف هذه الدراسة إلى تطوير نموذج حاسوبي متكامل يجمع بين نمذجة انتقال الحرارة في الأنسجة باستخدام معادلة Pennes ، وتقدير التلف الحراري باستخدام نموذجArrhenius ، بالإضافة إلى تصميم نظام تحكم من نوع PID لتنظيم شدة الليزر أثناء العلاج. ويهدف النظام المقترح إلى تقليل درجة الحرارة القصوى داخل النسيج والحد من تلف الأنسجة مع الحفاظ على الفعالية العلاجية. يقدم الجدول (1) عرضاً لعدد من المصطلحات المستخدمة في البحث:

الدور الفيزيائي / الحيوي في المنظومة	المعنى المختصر جداً	المصطلح الأكاديمي
المعادلة الأساسية التي تحسب كيفية انتقال وتوزيع الحرارة داخل طبقات النسيج الحيوي.	معادلة بنس للحرارة الحيوية	Pennes Bioheat Equation
صيغة رياضية تُستخدم لحساب مؤشر التلف التراكمي غير العكسي في خلايا النسيج بناءً على درجة الحرارة والزمن.	نموذج أرهينيوس للتلف	Arrhenius Equation
خوارزمية التحكم الذكية التي تقرأ الخطأ في درجة الحرارة وتقوم بتعديل طاقة الليزر تلقائياً للوصول للهدف.	المتحكم التناسبي المتقدم	PID (Proportional – integral-differential controller)
الحرارة الداخلية والذاتية التي تنتجها خلايا الجسم الحية بشكل طبيعي نتيجة العمليات الحيوية والكيميائية.	الحرارة الأيضية (التمثيل الغذائي)	Metabolic Heat

الدراسات السابقة:

شهد مجال دراسة التفاعل بين الليزر والأنسجة الحيوية اهتماماً متزايداً خلال السنوات الأخيرة، نظراً لأهمية هذه التطبيقات في المجالات الطبية والجراحية. وقد ركزت العديد من الدراسات على نمذجة انتقال الحرارة داخل الأنسجة الحيوية، وتقدير الأضرار الحرارية الناتجة عن التعرض للطاقة الليزرية[4].

في هذا السياق، قدم العديد من الباحثين نماذج رياضية لمحاكاة انتقال الحرارة داخل الأنسجة الحيوية باستخدام معادلة Pennes Bioheat حيث استخدم الباحثون هذه المعادلة لوصف تأثير التوصيل الحراري والتروية الدموية على توزيع الحرارة داخل طبقات الجلد أثناء التعرض لليزر الطبي. وقد أظهرت هذه الدراسات أن التروية الدموية تلعب دوراً مهماً في تبريد الأنسجة وتقليل الارتفاع المفرط في درجة الحرارة[5]. من جهة أخرى، ركزت بعض الدراسات

على استخدام نموذج Arrhenius لتقدير نسبة التلف الحراري في الأنسجة البيولوجية. يسمح هذا النموذج بتحديد العلاقة بين درجة الحرارة وزمن التعرض للطاقة الحرارية من أجل تقدير مدى الضرر الذي قد يصيب الخلايا. وقد تم استخدام هذا النموذج في العديد من تطبيقات العلاج بالليزر مثل التخثير الحراري وإزالة الأورام السطحية[4,5].

كما تناولت دراسات أخرى تأثير الطول الموجي لليزر على عمق اختراق الطاقة داخل الأنسجة الحيوية. حيث تبين أن الأطوال الموجية المختلفة تؤدي إلى اختلافات كبيرة في معاملات الامتصاص والتبعثر داخل الأنسجة، مما يؤثر بشكل مباشر على التوزيع الحراري الناتج عن التعرض للإشعاع الليزري. وقد أظهرت بعض الدراسات أن الأطوال الموجية الطويلة نسبياً، مثل 1064 نانومتر، قادرة على اختراق الأنسجة بعمق أكبر مقارنة بالأطوال الموجية الأقصر[6].

إضافة إلى ذلك، اهتم بعض الباحثين بتطوير نماذج محاكاة عددية تعتمد على طرق الفروق المحدودة أو العناصر المحدودة لحل معادلات انتقال الحرارة داخل الأنسجة الحيوية. وقد أتاحت هذه النماذج إمكانية دراسة تأثير مجموعة من العوامل الفيزيائية مثل شدة الليزر، زمن النبضة، والخصائص الحرارية للأنسجة على الاستجابة الحرارية للنسيج[6,7].

تُعتبر الدراسة [8] المرجع–الأساسي لفهم الاستجابة الحرارية–البصرية للأنسجة، حيث تشرح بالتفصيل كيفية تحول الطاقة الضوئية إلى طاقة حرارية وكيفية توزيعها ضمن النسيج الحيوي. كما تضمنت الدراسة [9] المرجع الكلاسيكي الذي وضع حجر الأساس لمعادلة بنس للحرارة الحيوية، والتي تصف ميزان الطاقة بين إنتاج الحرارة، التوصيل الحراري، وتأثير تبريد الدم (النتح). في حين ركزت الدراسة [10] على أساسيات وتطبيقات التفاعل بين الليزر والأنسجة، حيث توضح الميكانيكيات المختلفة للتفاعل (الحرارية، الكيميائية، والميكانيكية الضوئية) بناءً على شدة شعاع الليزر وزمن التعرض.

قدمت الدراسة [11] تحليلاً مقارناً للنماذج الرياضية لموت الخلايا، وهو المرجع الذي يدعم استخدام "معادلة ارهينيوس" لتقدير التلف الحراري التراكمي في أنسجة الجلد. استعرضت الدراسة [12] أحدث التقنيات في تحليل الضرر الحراري للأنسجة البيولوجية، مع التركيز على النمذجة الحاسوبية للتغيرات البنيوية في البروتينات عند درجات حرارة محددة.

تقدم الدراسة [13] مرجع شامل لجميع قيم المعاملات الفيزيائية الدقيقة (الكثافة، الحرارة النوعية، والناقلية) لمختلف أنواع الأنسجة البشرية، وهي الثوابت المستخدمة في حل معادلات بنس وارهينيوس لانتقال الحرارة في الأنسجة الحيوية. كما يعتبر البحث المقدم في [14] تحليلاً متكاملاً في نمذجة التلف الحراري الناتج عن شعاع الليزر، ويربط بشكل مباشر بين مدة النبضة وتراكم الحرارة داخل طبقات الجلد.

تناقش الدراسة [15] الشروط الرئيسية ليكون العلاج بالليزر آمناً وطرق تفاعله مع الأنسجة الحيوية من منظور سريري، حيث تعتبر هذه الشروط ضرورية عند ربط نتائج المحاكاة بمعايير الأمان المطلوبة في التطبيقات الطبية. تناولت الدراسة [16] مبادئ البصريات الطبية الحيوية والتصوير، كما قدمت توضيحاً للإطار النظري لآلية انتشار الفوتونات وتفاعلها مع الجزيئات الحيوية داخل الأوساط العكرة.

على الرغم من التقدم الكبير في نمذجة انتقال الحرارة والتلف الحراري في الأنسجة، فإن العديد من أنظمة العلاج بالليزر لا تزال تعتمد على أسلوب التشغيل المفتوح، حيث يتم تطبيق طاقة ليزر ثابتة دون وجود نظام تحكم قادر على تعديل الطاقة المطبقة استجابةً للتغيرات الحرارية داخل النسيج.

لذلك بدأت بعض الدراسات الحديثة بالتركيز على استخدام تقنيات التحكم لتحسين أمان وفعالية العلاج بالليزر. حيث تم اقتراح استخدام خوارزميات تحكم مختلفة مثل التحكم التناسبي التكاملي التفاضلي **PID** أو التحكم التنبؤي من أجل تنظيم شدة شعاع الليزر اعتماداً على درجة الحرارة المقاسة في النسيج. وقد أظهرت هذه الدراسات أن أنظمة التحكم المغلقة يمكن أن تقلل من خطر حدوث ارتفاع مفرط في درجة الحرارة وتساعد في تحقيق توزيع حراري أكثر استقراراً. ومع ذلك، لا تزال هناك حاجة إلى تطوير نماذج حاسوبية متكاملة تحدد العلاقة بين النموذج الفيزيائي لانتقال الحرارة وعلاقته المباشرة مع التلف الحراري، وصولاً إلى بناء أنظمة تحكم ذكية ضمن إطار واحد، حيث يسمح هذا الدمج بدراسة تأثير التحكم الديناميكي في شدة الليزر بهدف تقليل الضرر في الأنسجة الحيوية[11].

بناءً على ذلك، يقترح هذا البحث نموذجاً حاسوبياً متكاملاً يجمع بين معادلة Pennes Bioheat لوصف انتقال الحرارة داخل طبقات الجلد، ونموذج Arrhenius لتقدير نسبة التلف الحراري، بالإضافة إلى استخدام خوارزمية تحكم PID لتنظيم شدة الليزر بشكل آني. يهدف هذا النظام إلى تحسين أمان العلاج بالليزر من خلال تقليل درجة الحرارة القصوى داخل الأنسجة وتقليل احتمالية حدوث تلف حراري غير مرغوب فيه.

النموذج الرياضي للنظام المقترح:

يهدف النموذج الرياضي المقترح إلى وصف التفاعل الحراري بين إشعاع الليزر والأنسجة الحيوية، إضافة إلى تقدير التلف الحراري الناتج عن هذا التفاعل. يعتمد النموذج على ثلاثة مكونات رئيسية هي: انتقال الحرارة داخل النسيج الحيوي، امتصاص طاقة الليزر، ونموذج التلف الحراري للأنسجة.

نموذج انتقال الحرارة في الأنسجة الحيوية:

لوصف انتقال الحرارة داخل الأنسجة الحيوية تم استخدام معادلة Pennes Bioheat Equation و التي تُعد من أكثر النماذج استخداماً في دراسة الظواهر الحرارية داخل الأنسجة البيولوجية. حيث تصف المعادلة الأساسية كيفية انتقال الحرارة وتوزيعها داخل الأنسجة الحية، مع أخذ تأثير تدفق الدم والتمثيل الغذائي (الأيض) بعين الاعتبار. وتعطى هذه العلاقة بالشكل[10]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \omega_b \rho_b c_b (T_a - T) + q_m + q_{ext} \qquad (1)$$

يمثل الطرف الأيسر $\rho c\frac{\partial T}{\partial t}$ معدل تغير الطاقة الحرارية المخزنة في وحدة الحجم من النسيج بالنسبة للزمن. حيث ρ كثافة النسيج و c الحرارة النوعية للنسيج و$\frac{\partial T}{\partial t}$ التغير في درجة الحرارة مع مرور الزمن. يمثل الحد $(\nabla \cdot (k\nabla T))$ آلية انتقال الحرارة عبر النسيج عن طريق التوصيل الحراري(Conduction) ، وهو يتبع قانون فورييه. و k الموصلية الحرارية للنسيج.

يمثل الحد $\omega_b\rho_b c_b(T_a - T)$ حد نضح الدم وهو "إسهام بنس" الفريد ويعبر عن الحرارة المفقودة أو المكتسبة بسبب تدفق الدم (Blood Perfusion) في الشعيرات الدموية. ω_b معدل نضح الدم

(أي كمية الدم التي تمر عبر حجم معين من النسيج) وتمثل $\rho_b c_b$ الكثافة والحرارة النوعية للدم. تمثل T_a درجة حرارة الدم الشرياني وتعتبر عادة ثابتة عند 37 درجة مئوية.

يمثل q_m الحرارة الأيضية (Metabolic Heat) الناتجة عن العمليات الحيوية داخل الخلايا. و q_{ext} يمثل أي مصدر حرارة خارجي مسلط على الجسم، مثل الليزر، الميكروويف، أو الموجات فوق الصوتية (وهو مهم جداً في دراسات العلاج الحراري للأورام). يمثل الحد الأول في الطرف الأيمن انتقال الحرارة بالتوصيل الحراري، بينما يمثل الحد الثاني تأثير التبريد الناتج عن تدفق الدم داخل الأنسجة.

نموذج امتصاص طاقة الليزر

عند تسليط شعاع الليزر على الجلد يتم امتصاص جزء من الطاقة الضوئية داخل الأنسجة، مما يؤدي إلى توليد حرارة. يمكن وصف توزع الطاقة الممتصة داخل النسيج باستخدام قانون Beer–Lambert [9]:

$$Q(z,t) = \mu_a I_0 e^{-\mu_a z} P(t) \quad (2)$$

حيث μ_aمعامل الامتصاص البصري للنسيج، I_0 شدة الليزر عند سطح الجلد، Z العمق داخل النسيج، $P(t)$ دالة تمثل زمن تشغيل الليزر.

نموذج طبقات الجلد

يتكون الجلد البشري من عدة طبقات، إلا أن العديد من الدراسات الحرارية تبسط النموذج إلى طبقتين رئيسيتين:

1. البشرة(Epidermis)
2. الأدمة(Dermis)

تختلف الخصائص الحرارية والبصرية لكل طبقة، حيث تمتلك طبقة البشرة عادة معامل امتصاص أعلى نتيجة احتوائها على صبغة الميلانين. لذلك يتم استخدام معاملات امتصاص مختلفة لكل طبقة عند إجراء المحاكاة[8].

نموذج التلف الحراري(Arrhenius Damage Model)

من أجل تقدير درجة التلف الحراري في الأنسجة الحيوية نتيجة التعرض لدرجات الحرارة المرتفعة، يتم استخدام نموذج Arrhenius الذي يربط بين درجة الحرارة وزمن التعرض الحراري. يعرف معامل التلف الحراري كما يلي[12]:

$$\Omega(t) = \int_0^t Ae^{-\frac{E_a}{RT(\tau)}}dt \quad (3)$$

حيثΩ معامل التلف الحراري، A معامل التردد، E_a طاقة التنشيط، R ثابت الغاز العام، T درجة الحرارة بالكلفن، وبالتالي يمكن تحديد الضرر من العلاقة[10]:

$$Damage = 1 - e^{-\Omega} \quad (4)$$

حيث تشير القيمة:

- Ω=1 إلى تلف يقارب 63% من الخلايا.

- Ω=4.6 إلى تلف كامل تقريباً للأنسجة[12].

نموذج النظام الديناميكي للتحكم بالليزر : من أجل تقليل التلف الحراري في الأنسجة، تم استخدام نظام تحكم مغلق يقوم بتنظيم شدة شعاع الليزر بالاعتماد على درجة الحرارة المقاسة داخل النسيج. يعتمد النظام المقترح على خوارزمية PID لضبط شدة شعاع الليزر بحيث يتم الحفاظ على درجة حرارة علاجية آمنة. يتم تعريف إشارة الخطأ كما يلي[11]:

$$e(t) = T_{target} - T(t) \qquad (5)$$

حيث T_{target} درجة الحرارة العلاجية المطلوبة و $T(t)$ درجة الحرارة المقاسة داخل النسيج. ويتم حساب إشارة التحكم باستخدام معادلة المتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي PID [11]:

$$I(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t)dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \qquad (6)$$

حيث K_p معامل التحكم التناسبي الذي يولد استجابة فورية تتناسب مع مقدار الخطأ، K_i معامل التكامل يقوم بإزالة الخطأ التراكمي مع الزمن، K_d معامل التفاضل الذي يتنبأ بتغير الخطأ ويمنع ارتفاع درجة الحرارة بسرعة. تقوم خوارزمية التحكم بضبط شدة شعاع الليزر بشكل ديناميكي من أجل منع ارتفاع درجة الحرارة فوق الحد الآمن وتقليل قيمة معامل التلف الحراري[11].

نموذج التحكم في طاقة الليزر (Laser Energy Control Model)

يهدف نظام التحكم المقترح إلى تنظيم شدة شعاع الليزر المطبقة على النسيج الحيوي بحيث يتم تحقيق التأثير العلاجي المطلوب مع تقليل التلف الحراري في الأنسجة المحيطة. يعتمد النظام على بنية تحكم مغلق الحلقة (Closed–Loop Control System) حيث يتم قياس درجة حرارة النسيج بشكل مستمر ومن ثم تعديل طاقة الليزر وفقاً لذلك. يتكون النظام من أربعة عناصر رئيسية:

1. المنبع الليزري النبضي(Pulsed Laser Source)
2. النسيج الحيوي (Biological Tissue)
3. مستشعر الحرارة (Temperature Sensor)
4. خوارزمية التحكم (Control Algorithm)

تقوم خوارزمية التحكم بتحليل درجة الحرارة المقاسة داخل النسيج ومن ثم تعديل شدة شعاع الليزر للحفاظ على درجة حرارة علاجية آمنة.

آلية عمل نظام التحكم

تعمل المنظومة وفق الخطوات التالية:

1. يتم تسليط نبضة ليزر على الجلد.
2. يقيس مستشعر الحرارة درجة حرارة النسيج بشكل لحظي.
3. يتم إرسال القياسات إلى وحدة التحكم.
4. يتم حساب إشارة الخطأ بين درجة الحرارة المقاسة والمطلوبة.
5. تقوم خوارزمية PID بحساب الشدة الجديدة لليزر.
6. يتم تعديل تغذية جهاز الليزر وفقاً لقيمة التحكم.

7. تتكرر العملية بشكل مستمر أثناء العلاج.

يسمح هذا النظام بالحفاظ على درجة الحرارة ضمن المجال العلاجي المطلوب مع تقليل خطر الحروق أو التلف الحراري .من أجل ضمان سلامة الأنسجة الحيوية، يتم فرض حدود تشغيلية للنظام:

$$Tmax = 60°C$$

كما يتم مراقبة قيمة .إذا تجاوزت درجة الحرارة هذا الحد، يقوم النظام تلقائياً بتخفيض شدة شعاع الليزر أو إيقافه مؤقتاً بحيث لا تتجاوز قيمة حرجة محددة مسبقاً Arrhenius معامل التلف.

الخوارزمية المقترحة(Pseudo Code)

يمكن تمثيل الخوارزمية المستخدمة للتحكم بشدة شعاع الليزر كما يلي:

```
Initialize system parameters
Set target temperature T_ref
Set PID gains (Kp, Ki, Kd)
While treatment is active
   Measure tissue temperature T
   Compute error
   e = T_ref - T
   Compute PID control
   P = Kp*e + Ki*integral(e) + Kd*derivative(e)
   If T > T_max
      Reduce laser energy
   End
   Apply laser energy P
End
```

تتيح هذه الخوارزمية ضبط طاقة الليزر بشكل ديناميكي أثناء العلاج.

نموذج المحاكاة(Simulation Model)

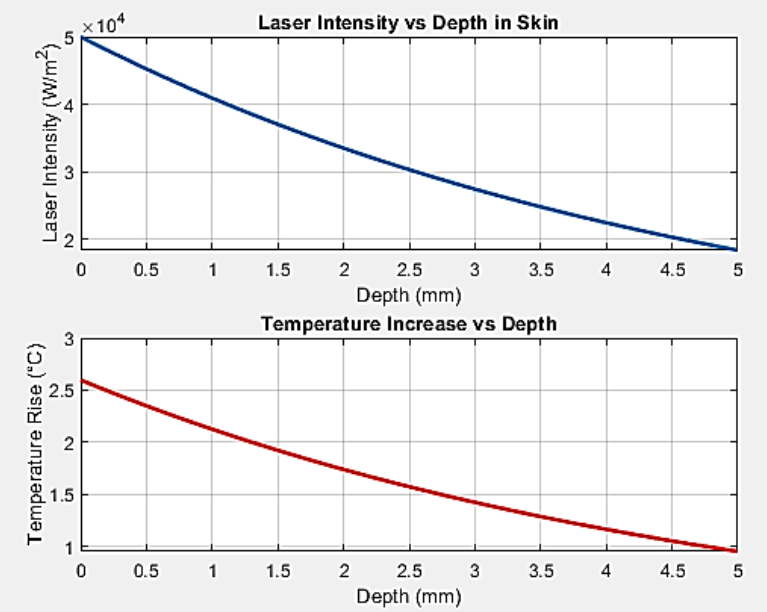
تم تطوير نموذج محاكاة عددي لدراسة تأثير التحكم في شدة شعاع الليزر على توزيع الحرارة داخل الأنسجة الحيوية (Pennes Bioheat Equation) بالإضافة إلى نموذج Arrhenius لدراسة التغير الزمني والمكاني لدرجة الحرارة داخل طبقات الجلد المختلفة. يعتمد النموذج على معادلة انتقال الحرارة أثناء العلاج. تم تنفيذ المحاكاة باستخدام بيئة MATLAB .لتقدير التلف الحراري في الأنسجة

مع تعرض لمدة 10W باستطاعة قصوى 532,808,1064nmتم اعتماد ثلاثة أطوال موجية وهي

حيث تتعلق الشدة بالاستطاعة وقطر البقعة الخاصة بشعاع الليزر ولا تتعلق 5×10^4 W/m^2 وقيم شدة 10seconds بطول الموجة.

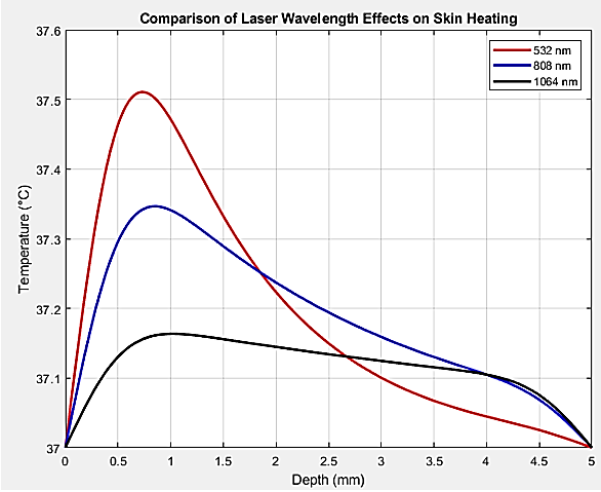
يوضح الشكل (1) مخطط تغير كلٍ من شدة الليزر والحرارة الناتجة مع زيادة عمق النسيج، الشكل العلوي يوضح تغير شدة الليزر بدلالة العمق (Laser Intensity vs Depth) حيث يعبر هذا المنحنى عن التطبيق العملي لمعادلة "بير–لامبرت" التي تمت مناقشتها سابقاً، وكما نلاحظ أنه عند السطح (Depth = 0) تبدأ الشدة عند أعلى قيمة لها(5×10^4 W/m^2) . مع زيادة العمق نلاحظ اضمحلالاً أسياً (Exponential Decay) حيث يتم امتصاص الفوتونات وتشتيتها بواسطة طبقات الجلد، مما يقلل من عدد الفوتونات الواصلة للأعماق. وبالتالي يتركز التأثير المباشر لليزر في أول 3–2 ملم من الجلد، وبعد ذلك تضعف الطاقة بشكل كبير حيث تم الاعتماد على طول موجي 532nm .

يعبر الشكل الأسفل عن تغير درجة الحرارة مع العمق(Temperature Increase vs Depth) . يعتبر هذا المنحنى هو نتاج حل معادلة "بنس للحرارة (Pennes Bioheat) "أو معادلة الفروق المحدودة التي تمثل العلاقة الطردية . يُلاحظ وجود تشابه ما بين شكل منحنى الحرارة مع شكل منحنى شدة الليزر. وهذا يؤكد أن المصدر الحراري الرئيسي ناتج عن امتصاص طاقة الليزر. نلاحظ أن أقصى ارتفاع في درجة الحرارة والذي يصل إلى 2.6°C يحدث عند السطح مباشرة، ثم ينخفض تدريجياً مع العمق ليصل إلى حوالي 1°C عند عمق 5 ملم. كما نلاحظ أن منحنى الحرارة قد يبدو "أنعم" قليلاً من منحنى الشدة؛ وهذا يعود لخاصية التوصيل الحراري (k) التي تحاول توزيع الحرارة من المناطق الساخنة (السطح) إلى المناطق الأبرد في الداخل.



الشكل (1) مخطط تغير شدة الليزر والحرارة مع العمق

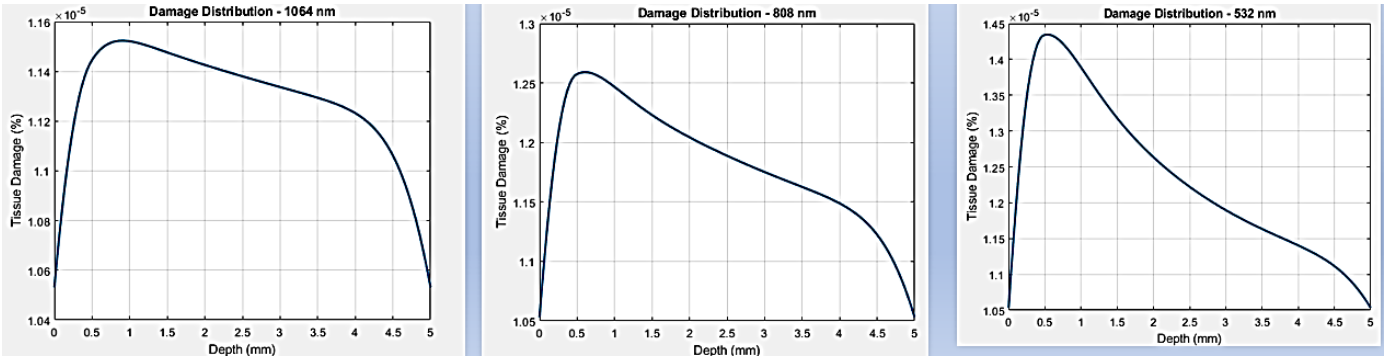
يوضح الشكل (2) تأثير أطوال الأمواج المختلفة على اختراق الجلد في العمليات الطبية. بالنسبة لليزر عند الطول الموجي 532 nm والممثل بالمنحنى الأحمر فإنه يمتلك أعلى قمة حرارية (37.5 °C) ولكن عند عمق ضحل جداً أقل من 1 mm ويعود سبب ذلك فيزيائياً إلى كون معامل الامتصاص (α) لهذا الطول الموجي مرتفع جداً في "الميلانين" و"الهيموجلوبين." وبالتالي بالنسبة للطول الموجي 532 nm فإن الطاقة تُمتص بالكامل في الطبقات السطحية، مما يسبب تسخيناً مركزاً وسريعاً، لكنه لا يصل للأعماق حيث تم استخدام ليزر بالنمط النبضي باستطاعة 10W. عند أخذ ليزر بطول موجي 808 nm فإنه يمثل حالة وسطية؛ أي حرارة أقل من الأحمر واختراق أعمق. والسبب الفيزيائي وراء ذلك أن هذا الليزر يقع في منطقة النافذة البصرية للأنسجة(Optical Window) ، حيث يقل امتصاص الدم والماء، مما يسمح للفوتونات بالاختراق ضمن النسيج لمسافة أطول قبل أن يتم امتصاص الحزمة الليزرية بالكامل. باستخدام ليزر بطول موجي 1064 nm نحصل على أقل ارتفاع في درجة الحرارة اللحظية، ولكنه المنحنى الأكثر "تسطحاً" والأعمق اختراقاً. والسبب الفيزيائي هنا يعود إلى أن معامل الامتصاص (α) منخفض جداً، مما يجعل اضمحلال الشدة وفق معادلة بير–لامبرت بطيئاً. وبالتالي هذا الطول الموجي مثالي للوصول إلى بصيلات الشعر العميقة أو الأوعية الدموية الغائرة دون حرق السطح.



الشكل (2) تأثير أطوال الأمواج المختلفة على اختراق الجلد في العمليات الطبية

يوضح الشكل (3) منحني تقدير التلف النسيجي (Tissue Damage Estimation) ، هذا النموذج يعتمد عادة على "معادلة ارهينيوس (Arrhenius Equation) " لتحويل الارتفاع في درجة الحرارة مع مرور الزمن إلى نسبة مئوية للتلف.

حصلنا عند استخدام ليزر بطول موجة 532 nm على أعلى نسبة تلف نسيجي والتي تصل إلى 1.43×10^{-5} % عند عمق ضحل جداً حوالي 0.5 mm بسبب الامتصاص العالي جداً لهذا الطول الموجي، حيث تتركز الحرارة في طبقة "البشرة (Epidermis) "، مما يؤدي إلى تلف سريع وموضعي. المنحنى حاد جداً، مما يعني أن التلف يتلاشى بسرعة مع العمق. أما عند استخدام ليزر بطول موجي 808 nm فإن نسبة التلف متوسطة (1.26×10^{-5}%) و يكون التوزيع أكثر اتساعاً بقليل في العمق. حيث يسمح هذا الطول الموجي بتوزيع الطاقة على حجم أكبر من النسيج، مما يقلل من تركيز التلف في نقطة واحدة مقارنة بـ 532 nm. تمتع ليزر ذو طول موجة 1064 nm بأقل نسبة تلف (1.15×10−5%) ولكنها الأكثر "تسطحاً" واستمرارية مع العمق حيث أن الاختراق العميق يوزع الطاقة الحرارية بشكل متجانس نسبياً، مما يجعل التلف يمتد لمسافات أعمق داخل "الأدمة (Dermis) " دون الوصول لمرحلة الحرق الشديد في السطح.



الشكل (3) تقدير التلف النسيجي (Tissue Damage Estimation)

نلاحظ أن قيم التلف الظاهرة في الرسوم صغيرة جداً وهذا يشير إلى أن:

- إما أن شدة الليزر المستخدمة في المحاكاة منخفضة وآمنة جداً (لا تسبب حروقاً حقيقية).
- أو أن زمن التعرض (Pulse Duration) قصير جداً بحيث لم يسمح للحرارة بتدمير الروابط البروتينية بشكل واسع.

أظهرت النتائج أن ليزر 532 nm يمتلك أعلى فاعلية في استهداف الطبقات السطحية مع مخاطرة أعلى بإحداث تلف موضعي، بينما يوفر ليزر 1064 nm حماية أكبر للسطح مع القدرة على إيصال أثر حراري للأنسجة العميقة، مما يجعله الخيار الأمثل للتطبيقات التي تتطلب اختراقاً آمناً". تعطى قيم الضرر في الأنسجة وفقاً للجدول التالي:

معامل التلف الحراري Ω	التفسير
Ω < 0.1	لا يوجد ضرر
Ω ≈ 1	بداية تلف الأنسجة
Ω > 4	تلف كامل للأنسجة

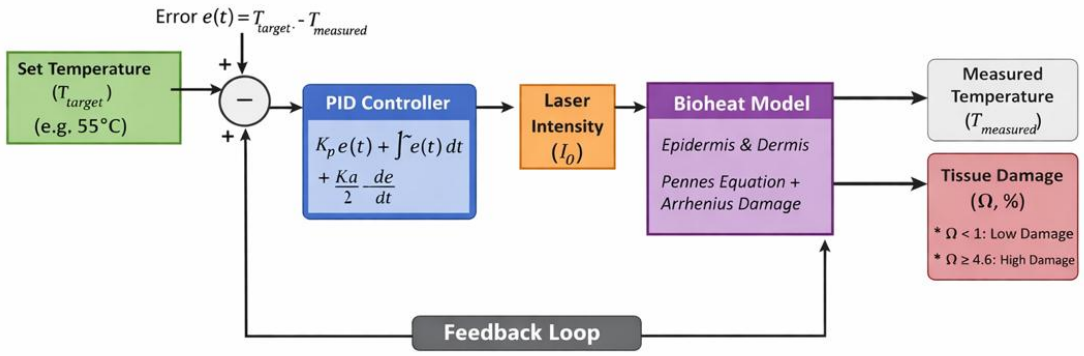
تم تمثيل الجلد كنظام متعدد الطبقات يتكون من:

الطبقة	السمك التقريبي
Epidermis(البشرة)	0.1 mm
Dermis(الأدمة)	1–2 mm
Subcutaneous(النسيج تحت الجلدي)	عدة mm

تم إعطاء كل طبقة خصائص حرارية مختلفة مثل معامل الامتصاص، التوصيل الحراري، السعة الحرارية وذلك للحصول على محاكاة أكثر واقعية لتوزيع الحرارة. تم استخدام المعاملات التالية في المحاكاة:

المعلمة	القيمة
استطاعة الليزر	1–10 W
الأطوال الموجية	532 nm – 808 nm – 1064 nm
درجة حرارة الجسم	37°C
زمن التعريض	0–10 s
عمق المحاكاة	mm5

تم تقسيم النسيج إلى شبكة عددية باستخدام طريقة Finite Difference Method (FDM) لحل المعادلات التفاضلية. تم في البداية تحديد الخصائص الفيزيائية للأنسجة. ومن ثم حساب توزيع شدة شعاع الليزر داخل النسيج. وحل معادلة Pennes Bioheat زمنياً. بعد ذلك تم حساب درجة الحرارة عند كل نقطة داخل النسيج وحساب معامل التلف النسيجي Arrhenius ومن ثم تطبيق خوارزمية التحكم PID لتنظيم استطاعة الليزر. ثم مقارنة النتائج بين الحالة المتحكم بها وغير المتحكم بها. يوضح الشكل (4) بنية نظام التحكم بشعاع الليزر المقترح.



الشكل(4): بنية نظام التحكم بشعاع الليزر المقترح

كما هو واضح في الشكل (4)، تبدأ المنظومة بتغذية النظام بالقيمة المستهدفة أو درجة الحرارة المرجعية(T_{target}) ، والتي حُددت كمثال في النموذج بـ 55°C(وهي العتبة الحرارية الشائعة لبدء التخثير البروتيني). يتم مقارنة هذه القيمة

المرجعية باستمرار مع درجة الحرارة الفعلية المقاسة والمستعادة عبر حلقة التغذية الراجعة $T_{measured}$ وينتج عن عملية الطرح حساب إشارة الخطأ الآنية e(t) وفقاً للمعادلة:

$$e(t) = T_{target} - T_{measured}$$

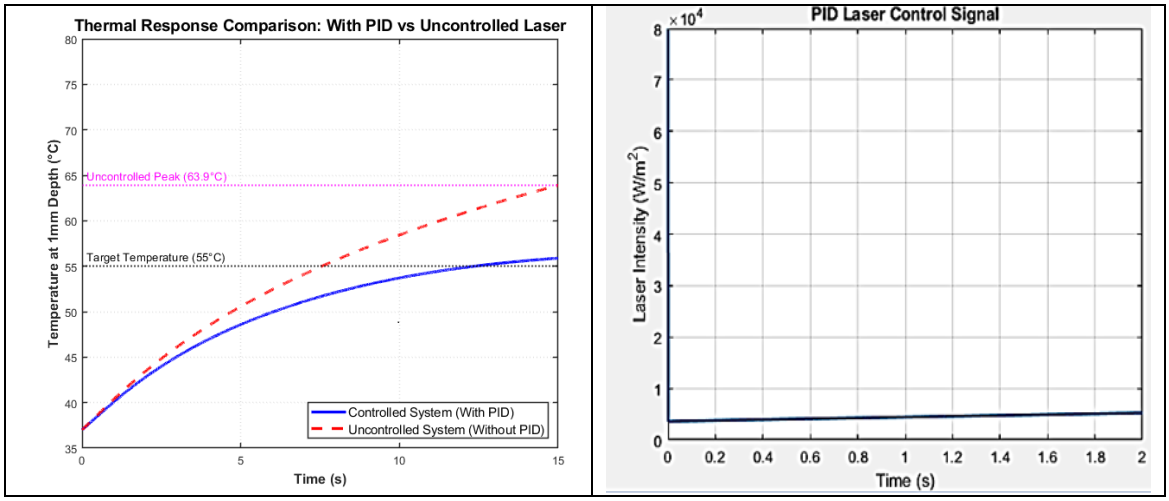
تستقبل وحدة التحكم (PID) إشارة الخطأ e(t) كمدخل أساسي، وتعمل على معالجتها رياضياً عبر ثلاثة مسارات متوازية (التناسبي، والتكاملي، والتفاضلي) لتوليد إشارة تحكم سريعة ومستقرة دون حدوث تجاوز عتبة مسموحة وتُصاغ معادلة التحكم داخل الوحدة بناءً على المعاملات الموضحة في العلاقة (6).

تُترجم إشارة التحكم الخارجة من وحدة الـ PID مباشرة إلى أمر تشغيلي يحدد شدة حزمة الليزر الابتدائيةI_0 المسلطة على السطح الخارجي للنسيج الحيوي. حيث تعمل هذه الوحدة كمشغل ديناميكي (Actuator) يخفض أو يرفع من التدفق الفوتوني بناءً على حاجة النظام الحرارية. يُمثل النسيج المستهدف بنموذج فيزيائي مميز يتكون من طبقتين خلويتين هما البشرة والأدمة (Epidermis & Dermis) ويتم محاكاة التوزيع والانتقال الحراري داخل هذه الطبقات عبر حل معادلة بنس للحرارة الحيوية(Pennes Bioheat Equation) ، والتي تأخذ في الحسبان الحرارة المتولدة من الليزر، والانتشار الحراري الطبيعي، بالإضافة إلى التأثير التبريدي الناجم عن التروية الدموية) .

ينتج عن النموذج المطور نوعان من المخرجات المستمرة:

- درجة الحرارة المقاسة : وهي القيمة الحالية لدرجة حرارة النسيج، والتي تُعاد عبر حلقة التغذية الراجعة (Feedback Loop)إلى نقطة المقارنة الابتدائية لضمان استمرار عملية الضبط الذاتي.
- مؤشر التلف النسيجي Ω : يجري حساب التلف التراكمي غير العكسي للخلايا بالاعتماد على معادلة أرهينيوس للتلف الحراري .

يوضح الشكل (5) نتائج حالة المتحكم عند عمق 1mm.



الشكل (5) نتائج حالة المتحكم

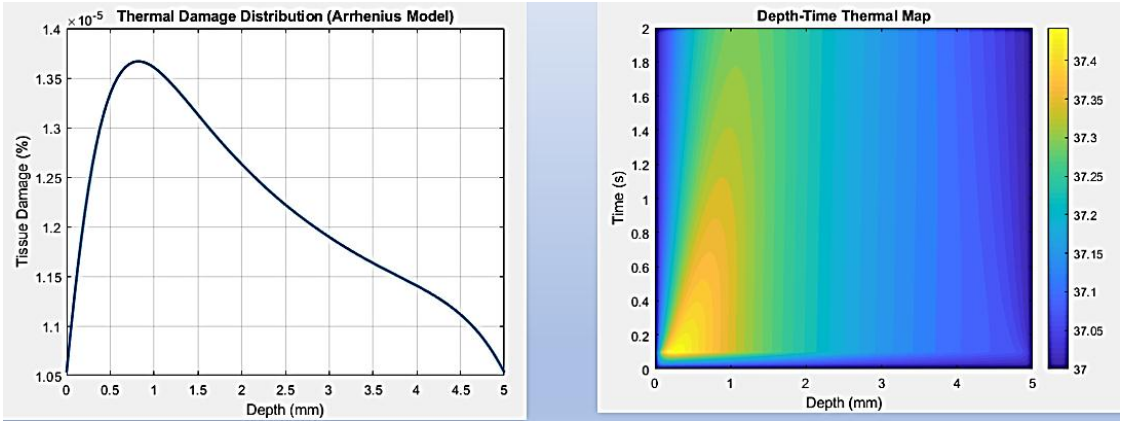
يوضح الشكل (5) نتائج استخدام وحدة تحكم PID(التناسبية التكاملية التفاضلية) لضبط شدة الليزر آلياً، وذلك للحصول على استجابة حرارية محددة مسبقاً داخل الجلد. هذا الشكل يوضح كيف "يفكر" النظام للسيطرة على الحرارة، كانت البداية المفاجئة (The Spike) حيث نلاحظ وجود نبضة قوية جداً عند الزمن صفر (تصل إلى 8×10^4 W/m^2) حيث أن هذا الجزء "التفاضلي" و"التناسبي" في الـPID قام بإعطاء النظام دفعة طاقة

قوية لتسخين النسيج بسرعة والوصول للهدف. بعد النبضة الأولى، تنخفض الشدة بشكل حاد ثم تبدأ بالارتفاع التدريجي البسيط جداً. هذا يعني أن النظام أصبح يرسل طاقة فقط "لتعويض" الفقد الحراري الناتج عن التوصيل ونضح الدم، للحفاظ على استقرار المسار الحراري.

لملاحظة اختلاف درجة الحرارة بين النظام المتحكم به والنظام غير المتحكم به، تم زيادة زمن المحاكاة إلى 15 ثانية. وكما نلاحظ في الشكل (5) الأيسر، تزداد الحرارة خطياً عند عمق 1 mm من 37°C إلى 37.6°C خلال ثانيتين. أما في حالة عدم وجود وحدة التحكم (PID) (الحالة الغير متحكم بها)، كان منحنى الحرارة سيكون منحنيًا (أسياً) ويصعب التنبؤ به، لكن هنا نرى تحكماً كاملاً في "معدل التسخين"، وهو أمر حيوي جداً في العمليات الجراحية الدقيقة لضمان عدم تجاوز عتبة الألم أو عتبة التلف النسيجي غير المرغوب فيه. عند إعداد النظام المغلق (Closed–loop System)قمنا بتحويل معادلة Pennes Bioheat من معادلة فيزيائية تصف الواقع، إلى "نظام محكوم" حيث تصبح شدة الليزر I(t) متغيرة وليست ثابتة، بناءً على الخطأ بين درجة الحرارة المطلوبة والحرارة المقاسة . أثبتت المحاكاة أن نظام التحكم PID قادر على توجيه طاقة الليزر بدقة متناهية، مما يقلل من احتمالية حدوث "تجاوز حراري (Overshooting) "قد يؤدي لحروق عرضية.

يوضح الشكل (6) والذي يجمع بين خريطة الحرارة وتوزيع التلف العلاقة الديناميكية بين العمق، الزمن، والضرر النسيجي الناتج عن الليزر. يمثل المخطط الملون (Contour Plot) طريقة لفهم كيفية انتشار الحرارة داخل الجلد مع مرور الزمن حيث يمثل المحور الأفقي العمق داخل الجلد بالمليمتر ويتراوح بين 0 إلى 5 ملم. في حين يمثل المحور الرأسي مدة التعرض لليزر بالثواني والذي يتراوح بين 0 إلى 2 ثانية. يمثل اللون الأصفر أعلى درجة حرارة (37.45°C)، بينما يمثل اللون الأزرق درجة حرارة الجسم الطبيعية (37°C) حيث نلاحظ أن المنطقة "الصفراء" (الأكثر سخونة) تتركز في الثواني الأولى وعند عمق ضحل (حوالي 0.5 إلى 1ملم). ومع مرور الوقت الزمن، تبدأ الحرارة بالانتشار لأسفل (بفعل التوصيل الحراري) وللأعلى (بفعل التبريد السطحي)، مما يجعل المساحة الملونة بالأخضر تتسع ولكن بحدة أقل.

كذلك نلاحظ تطبيق "نموذج ارهينيوس (Arrhenius Model) "لتحويل بيانات الحرارة والزمن السابقة إلى قيمة فيزيائية تعبر عن "تلف الخلايا" حيث نلاحظ أن التلف لا يبدأ من السطح مباشرة (z=0) بل يصل لذروته عند عمق بسيط بحوالي 0.7 ملم والسبب الرئيسي في ذلك أن الطبقة السطحية جداً تفقد الحرارة للجو المحيط بفعل التشتت الحراري، بينما الطبقة التي تليها مباشرة تحتفظ بالحرارة الممتصة من الليزر لفترة أطول، مما يرفع نسبة التلف فيها. حيث تصل أقصى نسبة تلف إلى حوالي % 1.37×10^{-5} وهذه القيمة الصغيرة تعني أن إعدادات الليزر في هذه المحاكاة آمنة جداً ولا تسبب حروقاً دائمة، بل مجرد تحفيز حراري بسيط. بما أن نظام التحكم (PID) يقوم بتقليل شدة الليزر بعد النبضة الأولى القوية، فإن خريطة الحرارة تظهر استقراراً سريعاً (Steady State) ولا تستمر في الارتفاع الجنوني الذي قد يسبب احتراق الجلد. حيث أن هذا التناغم هو ما يجعل التلف النسيجي (Damage) محصوراً في منطقة محددة جداً وبنسبة مسيطر عليها تماماً.



الشكل (6) الربط بين خريطة الحرارة وتوزيع التلف العلاقة الديناميكية بين العمق، الزمن، والضرر النسيجي الناتج عن الليزر

النتائج والمناقشة:

تم إجراء محاكاة عددية لدراسة تأثير التحكم في شدة شعاع الليزر على التوزيع الحراري داخل الأنسجة الجلدية أثناء العلاج بالليزر. اعتمدت المحاكاة على نموذج انتقال الحرارة الحيوي ومعادلة الامتصاص الضوئي، بالإضافة إلى نموذج Arrhenius لتقييم درجة التلف الحراري في الأنسجة. تمت مقارنة ثلاث أطوال موجية شائعة الاستخدام في التطبيقات الطبية وهي:

- 532 nm
- 808 nm
- 1064 nm

كما تمت مقارنة حالتين مختلفتين:

1. العلاج بالليزر بدون نظام تحكم
2. العلاج باستخدام نظام التحكم المقترح

توزيع درجة الحرارة داخل النسيج:

أظهرت نتائج المحاكاة أن درجة الحرارة داخل النسيج تزداد بسرعة في بداية التعرض لليزر نتيجة امتصاص الطاقة الضوئية. ومع مرور الزمن ينتقل جزء من هذه الحرارة إلى الطبقات العميقة من الجلد نتيجة التوصيل الحراري. في حالة عدم استخدام نظام التحكم، لوحظ ارتفاع سريع في درجة الحرارة السطحية مما قد يؤدي إلى حدوث تلف حراري في طبقة البشرة. أما في حالة استخدام نظام التحكم المقترح، فقد تم الحفاظ على درجة الحرارة ضمن المجال العلاجي المطلوب، حيث يقوم المتحكم بتقليل طاقة الليزر تلقائياً عند اقتراب درجة الحرارة من الحد الأقصى المسموح به كما في الشكل (4).

مقارنة الأطوال الموجية

أظهرت النتائج اختلافاً واضحاً في عمق الاختراق الحراري بين الأطوال الموجية المختلفة. يوضح الجدول التالي نتائج هذه المقارنات.

الطول الموجي	عمق الاختراق التقريبي	ملاحظات
532 nm	اختراق سطحي	مناسب لعلاج الأوعية الدموية السطحية
808 nm	اختراق متوسط	مناسب للعلاج الجلدي المتوسط
1064 nm	اختراق عميق	يستخدم في التطبيقات العميقة مثل إزالة الشعر

يمتلك قدرة أكبر على اختراق الأنسجة العميقة مقارنة بالأطوال الموجية 1064 nm تبين أن الليزر ذو الطول الموجي 532 nm الأخرى، بينما يتركز تأثير (2) في الطبقات السطحية من الجلد كما في الشكل.

أقصى درجة حرارة:

تم حساب أقصى درجة حرارة داخل النسيج خلال فترة التعرض لليزر كما في الشكل (5).

أقصى درجة حرارة	الحالة
72°C	بدون تحكم
55°C	مع نظام التحكم

مما يقلل بشكل %تشير النتائج إلى أن استخدام نظام التحكم أدى إلى خفض درجة الحرارة القصوى بنسبة تقارب 25 كبير من خطر الحروق الحرارية.

تحليل التلف الحراري باستخدام نموذجArrhenius

: حيث أظهرت النتائج أنهArrhenius تم حساب معامل التلف الحراري للأنسجة باستخدام نموذج

- بدون نظام التحكم، أجريت عدة تجارب لنماذج أنسجة مختلفة حيث تجاوز معامل التلف القيمة الحرجة $\Omega>1$ في بعض المناطق السطحية.
- باستخدام نظام التحكم بقيت قيمة التلف ضمن المجال الآمن $\Omega<0.5$ (الشكل (6))

يشير ذلك إلى أن النظام المقترح قادر على تقليل التلف البيولوجي للأنسجة بشكل ملحوظ.

خرائط الحرارة(Depth–Time Thermal Maps)

حيث أظهرت هذه الخرائط ما يلي .تم إنشاء خرائط حرارية توضح تغير درجة الحرارة مع العمق والزمن داخل النسيج :(الشكل(6–يمين))

- تركز الحرارة في الطبقات السطحية عند استخدام أطوال موجية قصيرة.
- انتشار الحرارة تدريجياً نحو الطبقات العميقة مع زيادة زمن التعرض.
- انخفاض واضح في التراكم الحراري عند استخدام نظام التحكم.

.كما أظهرت الخرائط أن النظام المقترح يقلل من انتشار الحرارة غير المرغوب فيه في الأنسجة المجاورة

تقييم أمان العلاج:

من أجل تقييم أمان العلاج، تم تحليل أربعة مؤشرات رئيسية:

1. أقصى درجة حرارة
2. عمق الانتشار الحراري
3. زمن التبريد
4. معامل التلف الحيوي

كما يسمح نظام التحكم .أظهرت النتائج أن النظام المقترح يحقق توازناً جيداً بين الفعالية العلاجية وسلامة الأنسجة يوضح الجدول (2) مقارنة البحث المقدم .بتعديل طاقة الليزر بشكل ديناميكي استجابة للتغيرات الحرارية داخل النسيج مع عدد من الدراسات المرجعية السابقة.

الفجوة أو الميزة التنافسية للنموذج الحالي	تقييم التلف الحراري	النمذجة الطبقية للأنسجة	آلية التحكم في طاقة الليزر	النموذج الحراري المعتمد	الدراسة المرجعية
يفتقر إلى محاكاة التباين البصري والحراري بين الطبقات الخلوية (Epidermis/Dermis).	غير مدرج في حلقة التحكم	طبقة أحادية متجانسة	تقليدي PID متحكم	Pennes Bioheat	[15]
يعاني النظام من تذبذب حاد جراء غياب (Overshoot) التعديل الديناميكي المستمر لشدة الشعاع .	نموذج حد عتبة ثابت	طبقة ثنائية	تحكم بالنبضات (On–Off)	التوصيل الحراري التقليدي	[16]
لم يتم ربط حسابات أرهينيوس كمتغير تابع آني داخل حلقة التغذية الراجعة لوقف الضخ الضوئي تلقائياً.	مؤشر تراكمي مستقل	طبقة ثلاثية متقدمة	كسري PID متحكم (Fractional)	Pennes Bioheat	[17]
يقدم نظاماً ذكياً متكاملاً يربط ديناميكياً بين شدة الليزر والتغيرات البصرية، مع ميزة الإغلاق التلقائي لحماية الخلايا السليمة.	تكامل أرهينيوس الآني ($\Omega \geq 4.6$)	ثلاثي الطبقات (Epidermis,Dermis,Subcutaneous)	مع) مطور PID متحكم الكسب التفاضلي Ka المتقدم	Pennes Bioheat	النموذج المقترح

الاستنتاجات والتوصيات:

تناولت هذه الدراسة تطوير نموذج تحكم مغلق الحلقة لتنظيم طاقة الليزر المستخدمة في العلاج الطبي بهدف تقليل التلف الحراري في الأنسجة الحيوية. اعتمد النموذج المقترح على دمج معادلة انتقال الحرارة الحيوي Pennes Bioheat Equation مع نموذج Arrhenius لتقدير التلف الحراري للأنسجة، إضافة إلى استخدام متحكم PID لتنظيم شدة شعاع الليزر بشكل ديناميكي أثناء عملية العلاج.

أظهرت نتائج المحاكاة أن توزيع الحرارة داخل الأنسجة يعتمد بشكل كبير على الطول الموجي لليزر ومدة التعريض و طاقة الإشعاع المطبق. كما تبين أن الأطوال الموجية المختلفة تمتلك أعماق اختراق متفاوتة داخل الجلد، حيث يوفر الليزر ذو الطول الموجي 1064 nm قدرة أكبر على اختراق الطبقات العميقة مقارنة بالأطوال الموجية الأقصر مثل 532 nm . كما أظهر تحليل نموذج Arrhenius أن النظام المقترح قادر على تحقيق توازن مناسب بين التأثير العلاجي المطلوب والحفاظ على سلامة الأنسجة المحيطة. تشير هذه النتائج إلى أن استخدام أنظمة التحكم الذكية في تطبيقات العلاج بالليزر يمكن أن يحسن بشكل كبير من دقة العلاج وأمانه، كما يساهم في تقليل المضاعفات الحرارية غير المرغوب فيها.

في المستقبل يمكن توسيع هذا العمل من خلال دمج تقنيات الذكاء الاصطناعي وتعلم الآلة لتطوير أنظمة تحكم تكيفية أكثر تقدماً، قادرة على التنبؤ بالتغيرات الحرارية داخل الأنسجة وضبط طاقة الليزر بشكل أكثر دقة وفقاً لخصائص المريض والأنسجة المعالجة

.

References:

[1] B. Gratz et al., "Excimer laser for plaque psoriasis: A systematic review and meta-analysis," *Journal of Drugs in Dermatology*, vol. 25, no. 2, pp. e36–e37, 2026.

[2]G. Gao, Z. Du, X. Zeng, Y. Li, and Y. Shen, "Clinical efficacy of 308-nm excimer laser combined with tacrolimus for plaque psoriasis," *Lasers in Medical Science*, vol. 40, no. 1, 2025.

[3]Z. Al-Timimi, A. F. Al-Rubaye, and D. M. Diwan, "A comprehensive study of laser use in dermatology: Assessing safety, innovations and effectiveness of laser technology for skin treatment," *Irish Journal of Medical Science*, vol. 194, no. 3, pp. 923–932, 2025.

[4]B. Pousti and A. Ortiz, "Laser modalities in dermatology: An updated focused summary on the management of medical conditions and their sequelae," *Dermatologic Clinics*, vol. 43, no. 1, pp. 137–144, 2025.

[5]Y. Ramot et al., "Safety assessment of a 1940-nm Tm:YAP laser for fractional skin ablation in a preclinical model," *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 57, no. 2, 2025.

[6]T. Tohoku University Research Group, "308-nm excimer laser therapy for cutaneous T-cell lymphoma (mycosis fungoides): Clinical case study," *Case Reports in Oncology*, vol. 18, pp. 325–329, 2025.

[7]A. Rosenthal, M. L. W. Juhasz, C. Chang, and N. M. Gharavi, "Lasers for the treatment of nonmelanoma skin cancer: A systematic review of the literature," *Dermatologic Surgery*, vol. 50, no. 8, pp. 714–719, 2024.

[8]A. J. Welch and M. J. C. Van Gemert, *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*, 2nd ed. Dordrecht, Netherlands: Springer, 2019.

[9]S. L. Jacques, "Optical properties of biological tissues: a review," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 58, no. 11, pp. R37–R61, 2013.

[10]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.

[11]M. N. Shneider and M. Pekker, "Laser-induced heating and thermal damage of biological tissues with closed-loop PID control," *Journal of Applied Physics*, vol. 121, no. 4, Art. no. 044701, 2017.

[12]F. C. Henriques, "Studies of thermal injury: V. The predictability and the significance of thermally induced rate processes leading to irreversible epidermal injury," *The American Journal of Pathology*, vol. 23, no. 5, pp. 689–720, 1947.

[13]D. Haemmerich, "Biological tissue thermal damage analysis," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 5, pp. 287–311, 2020.

[14]F. A. Duck, *Physical Properties of Tissue: A Comprehensive Reference Book*. London, UK: Academic Press, 1990.

[15]A. K. Singh, "Real-time temperature control using PID algorithm for laser-induced thermotherapy of biological tissues," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 192, Art. no. 105432, 2020.

[16] Y. Liu, J. Zhang, and X. Wang, "Design and simulation of a fractional-order PID controller for tissue temperature regulation during laser surgery," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 67, no. 5, pp. 1–36, Oct. 2020.