

# محاكاة توزيع الحرارة الناتجة عن العلاج بالليزر على النسيج الحيوي ودراسة معادلة الانتشار الحيوي Bio-heat equation

كوثر شراب<sup>(1)</sup>

تاريخ الإيداع 2013/02/07

قبل للنشر في 2013/04/24

## الملخص

شهد العالم في السنوات الماضية قفزة نوعية في مجال العلوم الفيزيائية الطبية ولاسيما ما يتعلق بتطبيقات الليزر في الحالات المرضية المختلفة حتى أصبح أداة لا يمكن الاستغناء عنها من قبل بعض الاختصاصات مثل التجميل والجراحة.

لكل نوع ليزر هناك نسيج أو عدة أنسجة يؤثر فيها بشكل نوعي دون سواها، ويؤدي هذا التأثير إلى إنتاج حرارة عالية في النسيج المعالج، وهذه الحرارة هي التي تظهر الخواص العلاجية لليزر، لذلك فإن الاستعمال الأمثل لأجهزة الليزر يجب أن يكون بعد فهم التفاعل المتبادل بين الليزر والنسيج الحيوي وفهم العوامل الفيزيائية المؤثرة في العلاج التي لها الأثر الكبير في الأثر الحراري ومن ثم يمكن التحكم من تقليل الأذية الحرارية غير المرغوب فيها.

هدف هذا البحث إلى حل معادلة الانتشار الحراري الحيوي في بعد واحد **bio-heat equation** لدراسة توزيع درجة الحرارة على سطح الجلد عند تسليط أشعة الليزر، ومحاكاة عينات من آفة متشكلة على سطح الجلد ضمن نموذجين ثلاثي الأبعاد باستخدام برنامج FEMLAB3.2 الذي يعتمد طريقة العناصر المنتهية في حل معادلات الانتشار الحراري، إذ تدخل قيم مختلفة من العوامل الفيزيائية (الاستطاعة، الزمن، وأبعاد بقعة الليزر) على نماذج المحاكاة وتحل باستخدام معادلة انتشار الحرارة الحيوية لتحديد الجرعة المناسبة المطلوب تطبيقها على المنطقة المعالجة دون إلحاق الضرر بالنسيج السليم المجاور.

إن النتائج المذكورة في هذه الدراسة تفيد في مجال التطبيقات البيولوجية الحرارية في الممارسات الطبية والجراحية.

**الكلمات المفتاحية:** معادلة الحرارة الحيوية، التوزيع الحراري، المعالجة بالليزر، التفاعل المتبادل بين الليزر والنسيج الحيوي، أبعاد بقعة الليزر، الاستطاعة، الزمن، محاكاة.

<sup>(1)</sup> المعهد العالي لبحوث الليزر وتطبيقاته، جامعة دمشق، سورية.

# Simulation of Temperature Distribution in Living Biological Tissues Under Laser Irradiation and Study of Bio-heat Equation

K. Shurrab<sup>(1)</sup>

Received 07/02/2013

Accepted 24/04/2013

## ABSTRACT

Recently laser applications have been expanding to include many fields. Among these, are medical laser surgery and biological applications. It is important to understand the interaction mechanisms that may occur when applying laser light to biological tissues in order to minimize damage to the tissues resulting from extra heat applied. The aim of this study is to study the temperature distribution in living biological tissues when laser irradiation is used in a treatment by solving bio-heat equation. The three-dimensional finite element thermal model FEMLAB3.2 of biological tissues is developed using bio-heat equation to study the impact of several parameters such as laser power, exposure time, laser spot size on the temperature distribution within tissues when subjected to a laser source, to determine the appropriate dose to be applied to the treated area without damaging nearby healthy tissue. The results are calculated in details using FEMLAB3.2.

The resulting solutions are expected to be useful in a variety of laser applications medicine and surgery.

**Keywords:** Bio-heat equation, Temperature distribution, Laser irradiation, Laser-tissue interactions, Spot size, Power, Time, Simulation.

---

<sup>(1)</sup> Higher Institute for Laser Research and Applications, Damascus University, Syria.

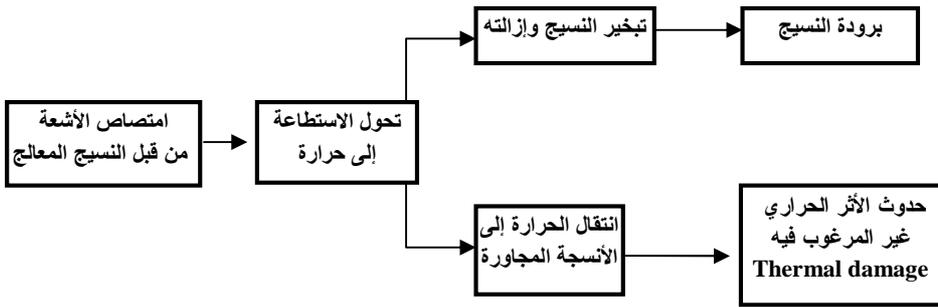
## المقدمة

دخل الليزر في التطبيقات الطبية، وهي كثيرة، لذلك تقسم هذه التطبيقات إما بحسب نوع المعالجة كأن تكون تطبيقات الليزر في الجراحة أو في مجال طب الأسنان أو طب العيون، وتقسم أيضا بحسب نوع الليزر المستخدم في الطب مثل ليزر ثاني أكسيد الكربون أو ليزر النيتروجين أو ليزر الأكسيمير وتقسم في بعض الأحيان بحسب طبيعة المعالجة مثل تطبيقات الجراحة أو لحام الأوعية الدموية أو التشخيص الطبي، والتقسيم الأخير أكثر استخداما.

لكل نوع ليزر هناك نسيج أو عدة أنسجة يؤثر فيها بشكل نوعي دون أن يؤثر في سواها، ويؤدي هذا التأثير إلى نشر حرارة عالية في النسيج المستهدف، وهذه الحرارة هي التي تعطي الليزر خواصه العلاجية.

عند تسليط شعاع الليزر يتحول الاستطاعة إلى حرارة يُمتصُّ جزء منها من قبل النسيج المعالج فيتبخر ويُزال من خلال تبخير المحتوى المائي في الخلايا، أما الجزء الباقي فينتقل إلى الأنسجة المجاورة حيث يقوم بتسخينها، ومن هنا ينشأ التأثير الحراري غير المرغوب فيه في الأنسجة المجاورة (الشكل 1).

عندما تزيد درجة حرارة النسيج على 60° م مدة تزيد على بضع ثوان فإن بروتين الخلايا يتخرب ويحدث تخثير، وإذا استمرت درجة الحرارة في الارتفاع إلى 100° م فإن المحتوى المائي للخلايا يتبخر مما يسبب انكماش الخلايا وزوالها، والاستمرار في زيادة درجة الحرارة يؤدي إلى تقحم الخلايا واحتراقها وحدث الندبات والضرر الحراري غير المرغوب فيه (3).



الشكل (1) التأثير الحراري في النسيج الحيوي

تتحمل معظم الخلايا التعرض لدرجة حرارة 40° م، عند درجة حرارة 45° م تموت الخلايا في حال تعرضها مدة 20 دقيقة لدرجة الحرارة نفسها. الخلايا نفسها يمكن أن

تحتل درجة حرارة 100م° ولكن فقط مدة  $10^{-3}$  ثانية. ومن هنا نلاحظ أن درجة الحرارة والزمن هما العاملان الأساسيان في الأثر الحراري لليزر (4,5).

#### الموضوعات التي ستدرس في هذا البحث:

1- دراسة التوزيع الحراري على النسيج الحيوي عند العلاج بالليزر من خلال دراسة معادلة الانتشار الحراري الحيوي Bio-heat equation ضمن بعد واحد للحصول على معادلة تمثل درجة الحرارة المطلوب تطبيقها على سطح الجلد.

2- محاكاة نموذجين ثلاثي الأبعاد من الجلد باستخدام برنامج FEMLAB3.2 لدراسة الأثر الحراري الناتج عن استخدام الليزر وعلاقة أثر تغير العوامل الفيزيائية (الاستطاعة، والزمن، وأبعاد بقعة الليزر) في العلاج.

#### هدف البحث:

هو حل معادلة الانتشار الحراري في النسيج الحيوي bio-heat equation ودراسة توزيع درجة الحرارة في بعد واحد ID للحصول على معادلة تمثل درجة الحرارة المطلوب تطبيقها على سطح الجلد والأدمة عند تسليط أشعة الليزر، كما طُبّق البرنامج الذي يعتمد على حل العناصر المنتهية FEMLAB3.2 لحل الانتشار الحراري على النسيج الحيوي المجاور للمنطقة المعالجة بالليزر من خلال محاكاة نموذجين:

الأول: ثلاثي الأبعاد بافتراض وجود ورم على سطح الجلد قطره اسم.

والنموذج الثاني: متعلق بوجود آفة بمستوى سطح الجلد وسلّطت أشعة الليزر بشكل دائري. ودرست العوامل المؤثرة في زيادة درجة حرارة النسيج الحيوي على النموذجين وهي (الاستطاعة، الزمن، أبعاد بقعة الليزر) التي لها الأثر في حدوث الأذى الحرارية غير المرغوب فيها للأنسجة المجاورة للمنطقة المعالجة مع الأخذ بالحسبان أن درجة حرارة المنطقة المعالجة يجب أن لا يزيد على 60 م°؛ وبذلك حُدّدت أفضل قيمة للعوامل السابقة يكون فيها الضرر أقل ما يمكن.

#### مواد البحث وطرائقه

##### مواد البحث:

استخدم في هذا البحث برنامج FEMLAB3.2 الذي يعتمد على طريقة العناصر المنتهية، وهي طريقة تحليل عددي لإيجاد الحلول التقريبية للمعادلات التفاضلية الجزئية فضلاً عن الحلول التكاملية، كما يقدم الحل للعديد من التطبيقات التي تعتمد على المعادلات الفيزيائية المركبة والمعقدة بالاعتماد على طريقة العناصر المنتهية كوسيلة عددية لحل المسائل، يقوم البرنامج بحل المسائل الفيزيائية المعقدة والمتعددة من الدرجة الأولى، الثانية والثالثة بسرعة

كبيرة ودقة عالية، ومن تطبيقات هذا البرنامج هو حل معادلات انتشار الحرارة المختلفة منها معادلة الانتشار الحراري في النسيج الحيوي Bio-heat equation (6).

من خلال البرنامج سيجري محاكاة العينات النظرية المدروسة للحصول على الشكل الهندسي الثلاثي البعد للورم وإدخال معادلة الانتشار الحيوي وتغيير العوامل الفيزيائية (الاستطاعة، والزمن، وأبعاد حزمة الليزر) فيقوم البرنامج بحلها وإعطاء الشكل النهائي للعينات المدروسة مع تدرجات الحرارة للمنطقة المعالجة حيث المنطقة الحمراء في المركز تعبر عن أعلى قيمة لدرجة الحرارة، وبذلك نستطيع تحديد القيم المناسبة لتطبيق الليزر دون إلحاق أي ضرر بالنسيج السليم المجاور للورم، كما هو مبين في الأشكال (4، 5، 6، 7).

#### معادلة الانتشار الحراري في النسيج الحيوي Pennes of bio-heat equation:

تتعلق هذه المعادلة بتغير درجة حرارة النسيج الحيوي وبحد التدفق الدموي وبالحرارة المتولدة من عمليات الاستقلاب الحيوية في الجسم، وسوف نناقش النموذج عددياً باعتبار انتشار الحرارة يتم في بعد واحد (7، 8، 9، 10):

$$\rho_t C_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = k \frac{\partial^2 T_t}{\partial X^2} + \omega_b C_b \rho_b (T_a - T_t) + Q_m + Q_r(x, t) \quad (1)$$

إذ:

$\rho_t$  كثافة النسيج،  $C_t$  الحرارة النوعية للنسيج،  $k$  التوصيل الحراري للنسيج  $C_b$  الحرارة النوعية للدم،  $\rho_b$  كثافة الدم،  $W_b$  متعلق بحد التدفق الدموي،  $T_a$  درجة حرارة الدم الشرياني وجميعها تعدّ قيماً ثابتة،  $T_t$  درجة حرارة النسيج،  $Q_m$  الحرارة المتولدة من العمليات الاستقلابية في الجسم،  $Q_r$  مصدر الحرارة الخارجي،  $X$  هي المسافة من سطح الجلد وحتى داخل الجسم.

وتكتب الشروط كما يأتي:

عند سطح الجلد إذ  $X=0$

$$-k \frac{\partial T_t}{\partial x} = Q_1(t) \quad (2)$$

إذ  $Q_1(t)$  هي مقدار تدفق الحرارة على السطح وهي متغيرة مع الزمن.

وبما أن حرارة الجسم الداخلية تكون ثابتة إذ  $X=L$

$$T_t(x, t) = T_c \quad (3)$$

$$k \frac{\partial^2 T_t(x, 0)}{\partial X^2} + \omega_b C_b \rho_b [T_a - T_t(x, 0)] + Q_m = 0 \quad (4)$$

$$T_t(x, 0) = T_c, \quad X=L$$

$$-k \frac{dT_t(x, 0)}{dx} = h_0 [T_s - T_t(x, 0)], \quad X = 0 \quad (5)$$

درجة الحرارة الابتدائية للنسيج الحيوي يمكن حلها وفق المعادلة (4) والشروط الحدودية لها وفق المعادلة (5):

إن  $T_t(x, 0)$  درجة حرارة النسيج في حالة الاستقرار الحراري،  $T_c$  درجة حرارة الجسم الأساسية وغالباً ما تكون ثابتة،  $h_0$  معامل التبادل الحراري بين سطح الجلد والهواء المحيط في درجة حرارة مستقرة من الناحية الفسيولوجية،  $T_s$  درجة حرارة الهواء المحيط، تعرف المسافة على سطح الجلد  $X=0$  وفي داخل الجسم  $X=L$ . من خلال الحسابات والتعويض في المعادلة (4) وحلها يصبح لدينا:

$$T_t(x, 0) = T_a + \frac{Q_m}{\omega_b \rho_b C_b} + \frac{\left[ T_c - T_a - \frac{Q_m}{\omega_b \rho_b C_b} \right] [\sqrt{A} \cosh(\sqrt{A}x) + \frac{h_0}{k} \sinh(\sqrt{A}x)]}{\sqrt{A} \cosh(\sqrt{A}L) + \frac{h_0}{k} \sinh(\sqrt{A}L)} + \frac{\frac{h_0}{k} \left[ T_s - T_a - \frac{Q_m}{\omega_b \rho_b C_b} \right] \cdot \sinh(\sqrt{A}(L-X))}{\sqrt{A} \cosh(\sqrt{A}L) + \frac{h_0}{k} \sinh(\sqrt{A}L)} \quad (6)$$

إن

$$A = \frac{\omega_b \rho_b C_b}{k}$$

بتطبيق التحويلات المقترحة من قبل (Carslaw and Jaeger 1959) (11):

$$T_t(x, t) = T_t(x, 0) + R(X, t) \exp\left[-\frac{\omega_b \rho_b C_b}{\rho_t C_t} t\right] \quad (7)$$

تصبح المعادلة (1) كما يأتي:

$$\frac{\partial R}{\partial t} = \alpha \frac{\partial^2 R}{\partial X^2} + \frac{Q_r(x, t)}{\rho_t C_t} \exp\left(-\frac{\omega_b \rho_b C_b}{\rho_t C_t} t\right) \quad (8)$$

إذ  $\alpha$  الانتشار الحراري للنسيج الحيوي:

$$\alpha = \frac{k}{\rho_t C_t}$$

وتصبح الشروط الحدودية كما يأتي:

$$X = 0: -k \frac{\partial R}{\partial x} = \psi 1(t)$$

$$X=L: R=0,$$

$$t=0: R(x,t)=0$$

$$\psi 1(t) = \left[ k \frac{dT_c(x,0)}{dx} + \phi 1(t) \right] \exp \left[ \frac{\omega_b \rho_b C_b}{\rho_t C_t} \right] H(t) \quad (9)$$

$$H(t)=0, t<0$$

$$H(t)=1, t>0$$

أخيراً تُحل  $T(x,t)$  وفق المعادلة الآتية:

$$T_c(x,t) = T_c(x,0) + R(X,t) \exp \left[ -\frac{\omega_b \rho_b C_b}{\rho_t C_t} \right] \quad (10)$$

باعتبار درجة حرارة الجلد هي نفسها درجة حرارة الغرفة  $T_0=23^\circ\text{C}$  قبل تعريضه للتسخين من مصدر حراري خارجي في الزمن  $t=0\text{s}$

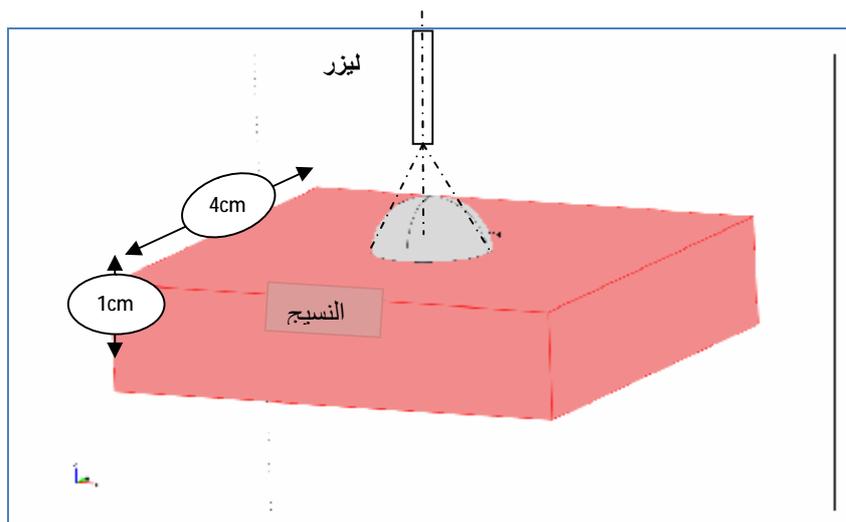
$T_i$  هي درجة حرارة الجلد قبل التسخين،  $T_s$  هي درجة حرارة الجو المحيط،  $h_0$  معامل التبادل الحراري بين الجلد والوسط المحيط، في الزمن  $t = 0\text{s}$ ، حُسب مصدر الحرارة الخارجي وفق المعادلات الآتية (5,12):

$$Q_r = \left( \frac{\mu_a * P}{A_s} \right) * e^{-\mu_a * l} \quad (11)$$

$Q_r$  مصدر الحرارة الخارجي،  $\mu_a$  معامل الامتصاص،  $P$  استطاعة الليزر،  $A_s$  مساحة بقعة الليزر،  $\Gamma(x,y,z)$  طول انتشار ضوء الليزر (9).

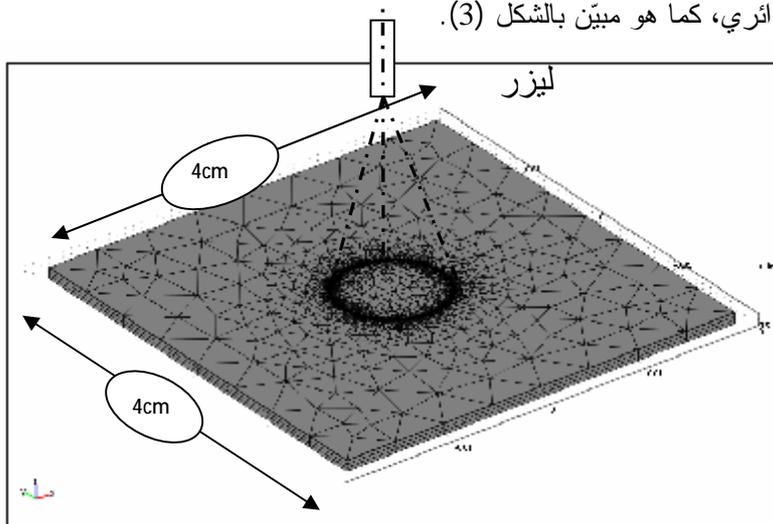
شرح نماذج الدراسة:

النموذج الأول الذي دُرس من خلال تطبيق برنامج FEMLAB3.2 هو نموذج نظري من طبقة الجلد أبعاده كالاتي:  $1\text{cm}^3$   $4\text{cm} \times 4\text{cm}$  ويوجد على سطح الجلد ورم قطره  $1\text{cm}$  سلطت حزمة الليزر على الورم، كما هو مبين بالشكل (2).



الشكل (2) نموذج الدراسة الأول المستخدم لتفاعل النسيج الحيوي مع الليزر

النموذج الثاني الذي دُرِسَ هو نموذج نظري من طبقة الجلد أبعاده كالاتي:  $4\text{cm} \times 4\text{cm}$ ، سماكة 1cm ويوجد على سطح الجلد ورم قطره 1cm، سُلِّطت حزمة الليزر على السورم بشكل دائري، كما هو مبين بالشكل (3).



الشكل (3) الليزر يسخن سطح الجلد بشكل دائري

في النموذجين السابقين سلطت أشعة الليزر على السطح الخارجي، وعُدت قاعدة النموذج داخل الجسم، ودرست ثلاث قيم فيزيائية مختلفة ضمن ثلاث حالات مختلفة. الحالة الأولى: أُدخلت قيم ثابتة من الاستطاعة والزمن وغيّرت أبعاد بقعة الليزر. الحالة الثانية: أُدخلت قيم ثابتة من الزمن وأبعاد بقعة الليزر وغيّرت الاستطاعة. الحالة الثالثة: أُدخلت قيم ثابتة من الاستطاعة وأبعاد بقعة الليزر وغيّرت الزمن. أُدخلت الثوابت المعطاة وفق الجدول (1). (15,14,13)

الجدول (1) الثوابت والرموز المستخدمة في الدراسة

Constants	Value	Description	الوصف
$\rho_{\text{-blood}}$	1000 Kg/m <sup>3</sup>	Density of blood	كثافة النسيج الدموي
$C_b$	4200 J/Kg.K	Specific heat of blood	الحرارة النوعية للنسيج الدموي
$T_b$	37 °C (310.15K)	Arterial blood temperature	درجة حرارة الدم الشرياني
$k_t$	0.5 W/m.K	Thermal conductivity of skin	التوصيل الحراري للجلد
$\rho_{\text{-tissue}}$	1000 Kg/m <sup>3</sup>	Density of tissue	كثافة النسيج على سطح الجلد
$C_t$	4200 J/Kg.K	Specific heat of skin	الحرارة النوعية للجلد
$W_b$	0.0005 ml/s/ml	Blood perfusion rate of skin	معدل التروية الدموية للجلد
$k_{\text{tumor}}$	0.5 w/m.K	Thermal conductivity of tumor	التوصيل الحراري للورم
$\rho_{\text{tumor}}$	1050 kg/m <sup>3</sup>	Density of tumor	كثافة نسيج الورم
$C_{\text{tumor}}$	3600 J/kg.K	Specific heat of tumor	السعة الحرارية لنسيج الورم
$W_{\text{p_tumor}}$	6e-31/s	Blood perfusion rate of tumor	معدل التروية الدموية للورم
$Q_{\text{met}}$	33800 w/m <sup>3</sup>	Metabolic heat source	مصدر الحرارة الاستقلابية
$Q_r$	11 w/m <sup>3</sup> حسب المعادلة 11	External heat source	مصدر الحرارة الخارجي
$r(x, y, z)$	m	Length of spread laser light	طول انتشار ضوء الليزر
$T_0$	37 T°C	Body core temperature	درجة حرارة الجسم
$H_{\text{conv}}$	10 W/m <sup>2</sup> .K	Heat Convection Coefficient	معامل الانتقال الحراري
$T_s$	23 °C (296.15K)	Surrounding air temperature	درجة حرارة الجو الخارجي
$\mu_a$	500 cm <sup>-1</sup>	Absorption coefficient	معامل الامتصاص للجلد
$P$	W	Power	الاستطاعة
	mm	Spot size	أبعاد بقعة الليزر
$A_s$	mm <sup>2</sup>	Spot area	مساحة بقعة الليزر

#### النتائج الحسابية للنموذجين:

الحالة الأولى: تُبنت الاستطاعة 2.5w والزمن 0.5s وغيّرت أبعاد بقعة الليزر بحسب القيم المتغيرة لأبعاد بقعة الليزر (2، 3، 4، 5) وفق الجدول (2).

الجدول (2) تغير درجة الحرارة بتغير أبعاد بقعة الليزر

	أبعاد بقعة الليزر			
	2mm	3mm	4mm	5mm
Power (w)	2.5	2.5	2.5	2.5
$Q_r (w/m^3) * 10^{10}$	0.99	0.44	0.25	0.16
Time (s)	0.5	0.5	0.5	0.5
Max temperature (K)	1600	890	640	525

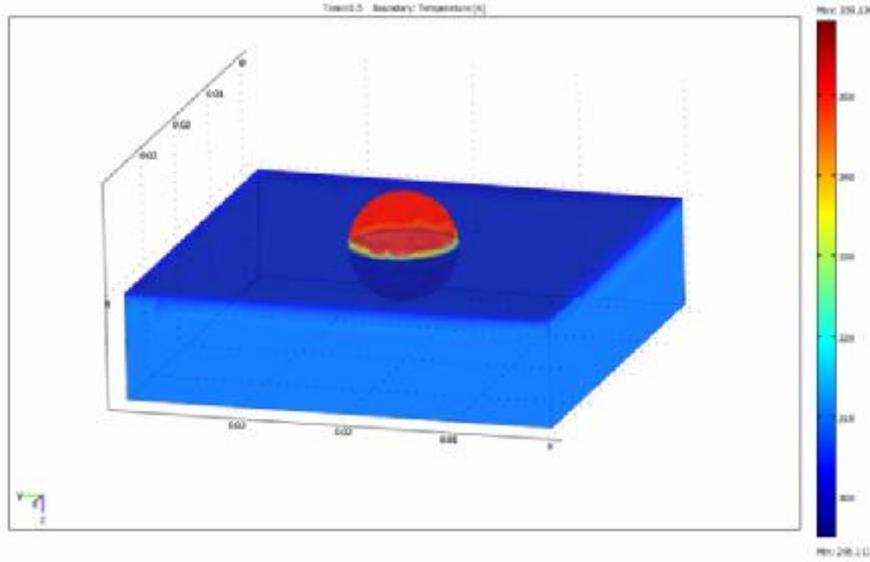
يبين الجدول 2 أنه كلما زاد بعد بقعة الليزر قلت درجة الحرارة العظمى للنسيج المعالج ومن ثم قل الأذى الحراري الناتج غير المرغوب فيه في الأنسجة المجاورة للمنطقة المعالجة بالليزر، إذ أقل قيمة لدرجة حرارة الخلايا هي 525K عند تطبيق أبعاد بقعة الليزر 5mm.

الحالة الثانية: أُدخلت قيم مختلفة لاستطاعة الليزر عند أبعاد كل بقعة بحسب القيم التالية (0.5, 1.0, 2.5) Watts وثبت الزمن عند نصف ثانية بحسب الجدول (3).

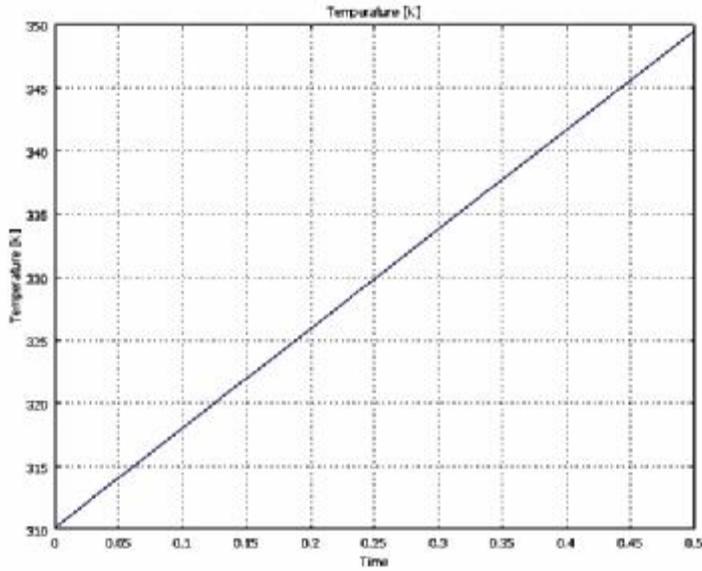
الجدول (3) تغير استطاعة الليزر مع تغير درجة الحرارة

	أبعاد بقعة الليزر											
	2mm			3mm			4mm			5mm		
Power (w)	2.5	1	0.5	2.5	1	0.5	2.5	1	0.5	2.5	1	0.5
$Q_r (w/m^3) * 10^{10}$	0.99	0.40	0.20	0.44	0.18	0.09	0.25	0.10	0.05	0.16	0.06	0.03
Time (s)	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5
Max temperature (K)	1600	840	555	890	550	430	640	440	375	525	390	350

من الجدول السابق نلاحظ أن أقل أثر حراري تم الحصول عليه عند درجة حرارة 350k خلال الزمن 0.5s وتطبيق أبعاد بقعة الليزر 5mm عند استطاعة 0.5w، وهي درجة حرارة المنطقة المعالجة التي سلطت أشعة الليزر مباشرة عليها، مع العلم أن القيمة المطلوبة في درجة حرارة النسيج حتى لا يحدث الأثر الحراري الضار هي 333K (الشكل 4).



الشكل (4) درجة حرارة المنطقة المعالجة باللون الأحمر هي 350K والمنطقة المجاورة للنسيج المعالج هي باللون الأصفر نحو 335K وهي ضمن الحدود المقبولة.



الشكل (5) علاقة درجة الحرارة مع الزمن عند استخدام استطاعة ثابتة هي هنا 0.5w. يبين الشكل أن أعظم قيمة لدرجة الحرارة هي 350 K عند المنطقة المعالجة بالليزر

**الحالة الثالثة:** في الحالة الثالثة تُبنت أبعاد بقعة الليزر 5mm والاستطاعة 0.5w (اختبرت هاتان القيمتان بسبب تسجيل أفضل درجة حرارة عندهما في التجريبتين السابقتين) مع تغيير الزمن وكانت النتائج المذكورة في الجدول (5).

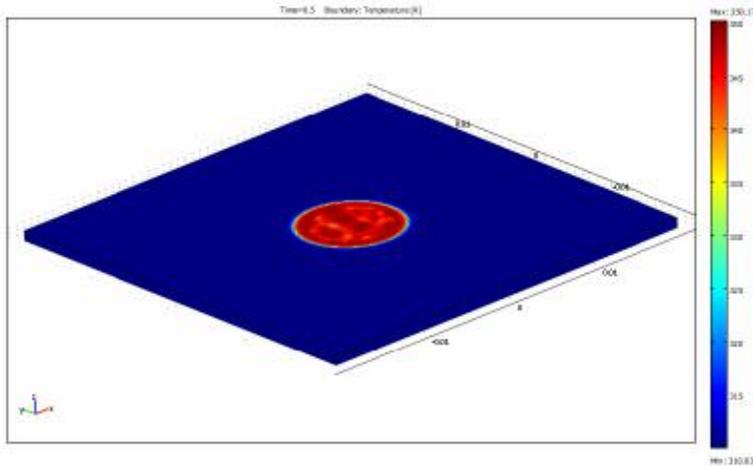
**الجدول (5) علاقة تغير الزمن مع درجة الحرارة عند تثبيت أبعاد بقعة الليزر**

	أبعاد بقعة الليزر 5mm		
	Power (w)	0.5	0.5
$Q_r (w/m^3) * 10^{10}$	0.03	0.03	0.03
Time (s)	0.5	1.0	1.5
Max temperature (K)	350	390	430

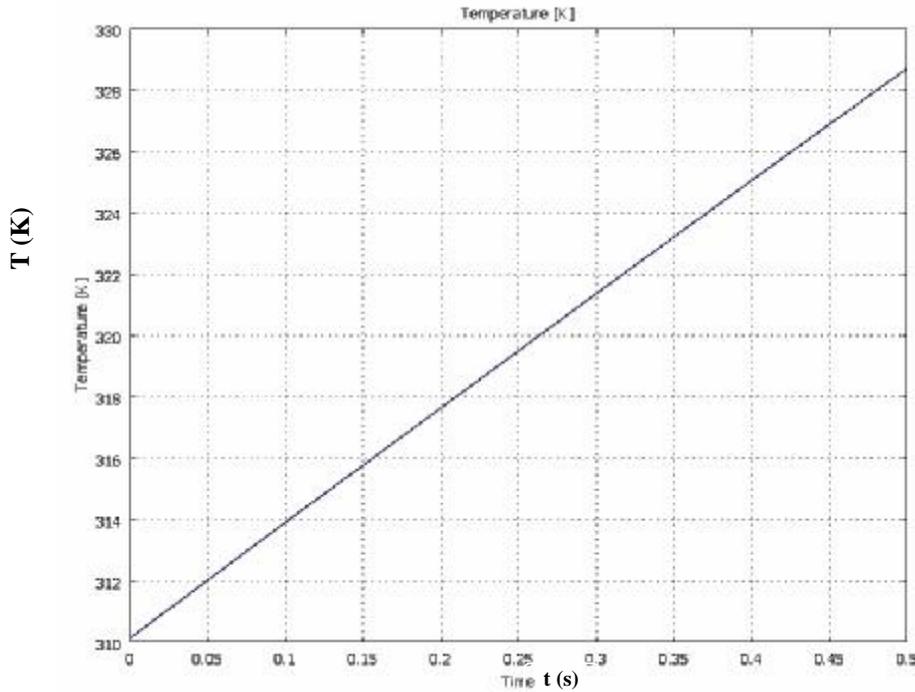
من الجدول السابق نلاحظ أنه عند تثبيت الاستطاعة 0.5w واختيار بعد بقعة ثابت 5mm فإن درجة الحرارة تتغير بشكل ملحوظ مع تغير زمن التعريض لأشعة الليزر.

نلاحظ أنه عندما كان بعد بقعة الليزر 5mm عند استطاعة 1w وزمن 0.5s فإن أعظم قيمة لدرجة الحرارة هي 390K وهي درجة الحرارة العظمى نفسها عند استخدام 0.5w مدة 1s، في مثل هذه الحالات يفضل استخدام الاستطاعة العالية مدة زمنية أقل من استخدام الاستطاعة الأقل مدة زمنية أكبر (1).

وباستخدام أفضل العوامل التي تم التوصل لها من دراسة النموذج السابق وهي بعد بقعة الليزر 5mm، زمن 0.5s، استطاعة 0.5w وإعادة تطبيقها على نموذج الدراسة الثاني الذي يمثل ورما على سطح الجلد فتم الحصول على نتائج مشابهة، وهي أعلى قيمة لدرجة الحرارة هي 330K وفي النموذج السابق هي 335K.



**الشكل (6) بعد بقعة الليزر 5mm، زمن 0.5s، استطاعة 0.5w (درجة حرارة المنطقة المعالجة باللون الأحمر هي 330K والمنطقة المجاورة للنسيج المعالج هي باللون الأصفر نحو 328K وهي ضمن الحدود المقبولة).**

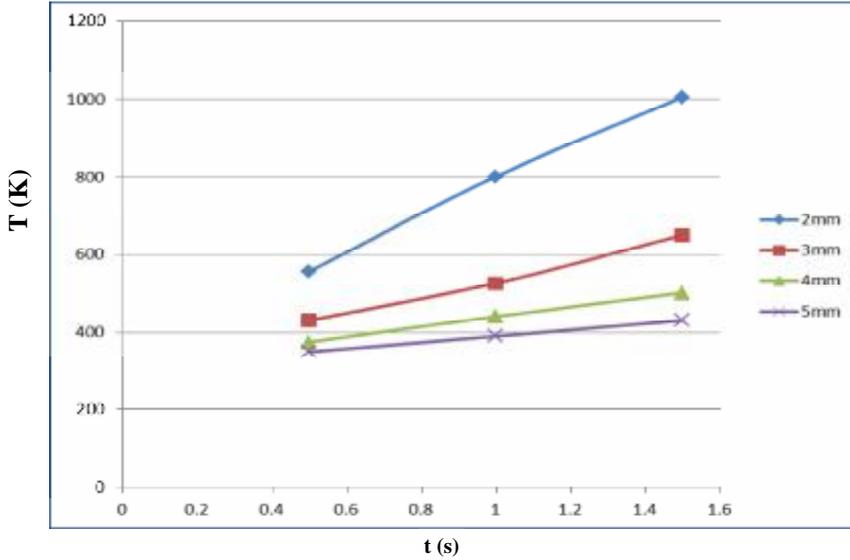


الشكل (7) علاقة درجة الحرارة مع الزمن عند استخدام استطاعة ثابتة هي هنا (0.5w) يبين الشكل أن أعظم قيمة لدرجة الحرارة 330 K عند المنطقة المعالجة بالليزر).

### الخلاصة

إن الاستعمال الأمثل لأجهزة الليزر يجب أن يكون بعد فهم التفاعل المتبادل بين الليزر والنسيج الحيوي وفهم العوامل الفيزيائية المؤثرة في طاقة الليزر التي لها الدور الكبير في الأثر الحراري ومن خلالها يجري التحكم بتقليل الأذية الحرارية غير المرغوب فيها، فقمنا في هذا العمل بدراسة الأثر الحراري في النسيج الحيوي وإمكان تخفيض الأذى الحراري للأنسجة المجاورة للنسيج المعالج باستخدام الليزر دون التطرق إلى نوع الليزر المستخدم، إذ جرى التركيز فقط على الأثر الحراري؛ وذلك من خلال دراسة وحل معادلة الانتشار الحراري في النسيج الحيوي Pennes of bio-heat equation للحصول على علاقة تمثل درجة الحرارة المطلوب تطبيقها على سطح الجلد، ومحاكاة نموذجين ثلاثي الأبعاد ضمن البرنامج الذي يعتمد طريقة العناصر المنتهية في الحل FEMLAB3.2

ودراسة أثر القيم الفيزيائية المختلفة في حدوث الأذى الحرارية غير المرغوب فيه منها  
1- أبعاد بقعة الليزر، 2- الاستطاعة، 3- الزمن ودُرسَ ضمن 3 حالات:  
الحالة الأولى: تُبَيَّن الاستطاعة والزمن وغيَّرتْ أبعاد بقعة الليزر.  
الحالة الثانية: تُبَيَّن الزمن وأبعاد بقعة الليزر وغيَّرتْ الاستطاعة.  
الحالة الثالثة: تُبَيَّن الاستطاعة وأبعاد بقعة الليزر وغيَّرتْ الزمن، فكانت النتائج كما يأتي:  
أفضل قيمة تم الحصول عليها للتخفيف من الأذى الحراري هي  $77^{\circ}\text{C}$  ( $350\text{K}$ ) عند  
المنطقة المعالجة بالليزر، ودرجة حرارة  $62^{\circ}\text{C}$  ( $335\text{K}$ ) وهي درجة حرارة النسيج  
المجاور، عند زمن  $0.5\text{s}$  واستطاعة  $0.5\text{w}$  وبعد بقعة الليزر  $5\text{mm}$  وفق الشكل (8).



الشكل (8) علاقة درجة الحرارة بالزمن عند استخدام قيم مختلفة من أبعاد بقعة الليزر (2,3,4,5) mm وأزمنة مختلفة (0.5, 1, 1.5) s (أفضل قيمة هي عند زمن 0.5s وبعد بقعة الليزر 5mm ودرجة حرارة المنطقة المجاورة للنسيج المعالج 335K)

## REFERENCES

- 1) Niemz. M. H. (2004). "Laser-Tissue Interactions". Third, Revised Edition, Springer-Verlag.
- 2) FEMLAB 3.2 ,<http://www.comsol.com/products/femlab>
- 3) R. Rox Anderson, M. D. (2000). "Coetaneous Laser Surgery" Second edition, pp29-78.
- 4) Rajan Dua ,Suman Chakraborty. (2005). "A novel modeling and simulation technique of photo-thermal interactions between lasers and living biological tissues undergoing multiple changes in phase" computers in biology and medicine, 35, 447-462.
- 5) E.N. Sobal, M. Makropoulou, A. A. Serafetinides and D. Yova. (1996). "Theoretical model CO2 laser ablation soft tissue phantoms" Volume 18, 4, pp. 483-490.
- 6) E. Y. K. Ng, E. H. Ooi. (2006). "FEM simulation of the eye structure with bioheatanalysis", computer methods And Programs In Biomedicine, 82, PP 268-276.
- 7) K. J. Chua\*,J. C. Ho, S. K. Chou, M. R. Islam. (2005). "On The Study Of The Temperature Distribution Within a human eye Subjected To a Laser Source", International communications in heat and Mass Transfer, 32, PP 1057-1065.
- 8) Emmanuel Kengne, Ahmed Lakhssassi, Remi Vaillancourt. (2012). "Temperature Distributions for Regional Hypothermia Based on Nonlinear Bioheat Equation of Pennes Type: Dermis and Subcutaneous Tissues", Applied Mathematics, 3, PP 217-224.
- 9) Emmanuel Kengne, Ahmed Lakhssassi, Remi Vaillancourt. (2012). "Temperature Distribution in Living Biological Tissue Simultaneously Subjected to Oscillatory Surface and Spatial Heating: Analytical and Numerical Analysis", International Mathematical Forum, Vol. 7, no. 48, PP 2373 - 2392.
- 10) Wensheng Shen, Jun Zhang. (2005). " Modeling and Numerical Simulation of Bioheat Transfer and Biomechanics in Soft Tissue", Mathematical and Computer Modeling, 41, PP 1251-1265.
- 11) Tzu-Ching Shih, Ping Yuan, Win-Li Lin, Hong-Sen Kou. (2007). "Analytical analysis of the Pennes bioheat transfer equation with sinusoidal heat flux condition on skin surface", Medical Engineering and Physics, 29, PP 946-953.
- 12) Ying Hea, Minoru Shirazakib, Hao Liuc, Ryutaro Himenoa, Zhigang Sund. (2006). "A numerical coupling model to analyze the blood flow, temperature, and oxygen transport in human breast tumor under laser irradiation". Computers in Biology and Medicine, 36, PP 1336-1350.

- 13) Mueller, G.; Roggan, A. (1995). "laser-induced Interstitial Thermotherapy" SPIE- The International Society for Optical Engineering.
- 14) V. P. Saxena and K. R. Pardasani. (1991). "Effect of dermal tumors on temperature distribution in skin with variable blood flow". Bull of Mathematical Biology. Volume 53, Issue 4 ,PP 525–536.
- 15) Mioara Petrusi, Dan C. Dumitras. (2012). "Numerical Simulation And In Vitro Experimental Temperature Distribution Analysis In Irradiated Yissue", U.P.B. Sci. Bull., Series A, Vol. 74, Iss. 4.