

متوزع الإشعاع الحراري الناتج عن ديود ليزري في نسيج بيولوجي

Distribution of Thermal Radiation Resulting From the Laser Diode into Biological Tissue

محمد أنور بطل¹، غصون معراوي²

Batal, M.A,¹. Maarawy, G.²

¹ قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة حلب، سورية.

² طالبة دراسات عليا (دكتوراه)، كلية العلوم، جامعة حلب، سورية.

E-mail: mearawi@gmail.com

المستخلص: تكمن فعالية المعالجة الحرارية في المعرفة المسبقة عن كيفية الانتشار الحراري في النسيج البيولوجي وتسهم عملية الانتشار الحراري الصحيحة في تحسين هذه المعالجة، لذلك تم دراسة وتحقيق الانتشار الحراري في الأنسجة البيولوجية لدى تعرضها لإشعاع ليزري صادر عن منبع ديود مستمر ذي الطول الموجي 808nm وباستطاعة 1w، وذلك باستخدام معادلة الانتشار الحراري وحلها عددياً بطريقة الفروق المنتهية (أولر الأمامية) لإيجاد درجات الحرارة المنتشرة في كل طبقة من طبقات النسيج البيولوجي بدلالة العمق وأيضاً لمعرفة درجات الحرارة الموزعة خلال زمن محدد، وكما تم إجراء محاكاة التوزع الحراري باستخدام برنامج Matlab للحصول على الشكل الهندسي الثنائي البعد والثلاثي البعد لتوزع درجات الحرارة، حيث أخذت عينة النسيج البيولوجي (ورم) على شكل اسطوانة معرضة لإشعاع الديود الليزري، وأوجدت درجات الحرارة المنتشرة في كل طبقة من طبقات النسيج البيولوجي بدلالة العمق من خلال مقطع طولي لعينة النسيج، كما تم تحديد معامل الامتصاص الأمثل لزيادة فعالية المعالجة الحرارية وذلك بحقن النسيج البيولوجي (الورم) بمادة ماصة للضوء أو مركب ضوئي (Photo sensitizer) كـمركب cardiogrenn، وتمت مقارنة درجات الحرارة بدلالة الزمن في حالتي النسيج البيولوجي الغير محقون بمركب ضوئي والنسيج المحقون بمركب ضوئي. ويمكن استخدام هذه النتائج للتحكم بوسائط المعالجة الليزرية بهدف الحصول على أفضل نتائج لمعالجة الأورام.

كلمات مدخلية: الانتشار الحراري، النسيج البيولوجي، إشعاع الليزري، التوزع الحراري، معالجة الأورام.

Abstract: Tissue surface temperature distribution on the treatment site can serve as an indicator for the effectiveness of a photothermal therapy. In this paper, thermal effects of laser irradiance on biological tissue is investigated using finite difference (Euler forward method) to solve bioheat transfer equation, to find the temperature spread in the each layer of tissue in terms of depth and also to know the temperature distributed within a specified time. Numerical solution gives 2D and 3D simulation for temperature distribution during diode laser irradiation of tissue. By consider A cylindrical sample of biological tissue (tumor) irradiated by diode laser of wavelength 808nm and power 1w. optimal absorption coefficient was also identified to increase the effectiveness of heat treatment, this is done by inject the biological tissue with absorbent material to light or Photo sensitizer(as cardiogreen), temperatures were compared in terms of depth of tissue in tow cases : natural tissue and tissue injected by Photo sensitizer. These results can be used to control the laser treatment parameters and to optimize the treatment outcome.

Keys word: Photothermal Therapy, Laser Irradiance, Biological Tissue, Liode Laser Irradiation,

المقدمة

عند ورود شعاع ليزري على نسيج بيولوجي تتحول طاقة الفوتونات إلى حرارة ضمن النسيج ويحدث ذلك بتحقيق أمرين :

1. **الامتصاص:** يجب أن تمتص الجزيئة الحيوية الفوتون وبذلك تنتقل إلى الحالة المثارة، وعندما ندرس الأنسجة الناعمة وامتصاص الضوء تحت الأحمر فان ماصات الضوء (chromophores) الرئيسية هي جزيئات الماء.
2. **الاسترخاء الاهتزازي:** يؤدي تصادم الجزيئات مع بعضها البعض إلى تخادم تدريجي لطاقة الجزيئة (أي انتقال الإلكترون المثار إلى مستويات الطاقة المسموحة الأخفض)، ومنه تزداد الطاقة الحركية نتيجة التصادم. ويزداد الطاقة الحركية للجزيئات تزداد درجة حرارة النسيج .

التأثيرات الحرارية في الأنسجة :

تتحكم وسائط الليزر والخواص الفيزيائية والضوئية للنسيج البيولوجي في عملية تفاعل الشعاع الليزري مع النسيج، حيث يعتمد السلوك الضوئي للنسيج على طول موجة الشعاع الليزري ويرتبط النقل الحراري بالخواص الفيزيائية والضوئية للنسيج البيولوجي (Welch and Van Gemert, 1995).

تنتج الليزرات المتنوعة الضوء بأطوال موجية معينة، و يمتص كل نسيج طول موجي محدد موافق لليزر المستخدم. لذلك تُختار بعناية الأطوال الموجية لليزر لتحصين التأثير المطلوب.

يحدث عدة تأثيرات في الأنسجة البيولوجية وفقا لدرجة الحرارة:

- درجة حرارة الجسم العادية 37 °C ومن أجل الزيادة في الدرجات الخمسة الأولى يحدث تسخين الجلد مما يؤدي لحدوث بعض التغيرات الطفيفة فيه .
- عند درجة الحرارة 40 °C يزداد تدفق الدم في النسيج العادي ونسيج الورم (Song, et al .1984, Reinhold, and Endrich, 1986).
- عند درجة الحرارة 42.5 °C يحدث تحطيم وعائي لأنسجة الورم (Dewey, et al . 1977) أو يما يعرف باصطلاح hyperthermia، حيث يطرأ على بروتينات الخلية - الغشاء والبروتينات السيتوبلاسمية - تغيرات شكلية (تغيرات شكل الجزيئة) ويعود سبب هذه التغيرات الشكلية إلى تحطم روابط الهيدروجين بفعل الاهتزازات العنيفة للجزيئة نتيجة ارتفاع درجة الحرارة ، وعندما يتغير شكل جزيء

البروتين فانه في اغلب الأحيان لن ينجز وظيفته ضمن الخلية بالشكل الصحيح . على سبيل المثال : تعتمد وظائف الانزيمات بشكل أساسي على شكلها وعندما يبدأ شكلها بالتشوه فان معدلات التفاعل ضمن الخلايا تتباطأ . تموت بعض الخلايا بسبب هذه التأثيرات حتى أثناء الارتفاع البسيط لدرجة الحرارة ويزداد معدل موت الخلايا بارتفاع درجة الحرارة.

- عند درجة الحرارة 45 °C تبدأ ألياف الكولاجين المكونة ل ECM (Extracellular matrix) بالانكماش كينية متحطمة للكولاجين ، ويزداد التبعر الضوئي ضمن النسيج فيضيء الكولاجين ثم يلين ليتحول إلى جيلاتين (جيلاتين متشابك، حلزونات عشوائية للكولاجين) وعندها يبدأ النسيج بالتخثر وتشكل جلطات الدم .
- يتراوح مجال درجات الحرارة من أجل تفرغ خلايا الأنسجة ، أو ملأها بمادة سائلة أو غازية ما بين 85-100 °C.
- عند درجة الحرارة 100 °C يغلي الماء الموجود ضمن الخلايا وتغلي السوائل خارج الخلايا و يبدأ تحول النسيج إلى بخار وقد يؤدي التمدد الحجمي الكبير عند تغير طور الماء (تبخر) إلى قذف النسيج من سطح الجلد.
- عندما يتبخر كامل الماء ضمن النسيج فان المادة العضوية المتبقية تتفحم في درجات الحرارة العالية إلى أن تتبخر في النهاية ومنه يبدأ تفحم (أو كربنة) النسيج عند درجات حرارة أكبر من 400 °C.
- يُنتج التوهج عندما يكون النسيج حاراً بشكل كافٍ ليتوهج (أي يصبح وردي اللون) ويحدث هذا التوهج عند درجة حرارة أعلى من 2000 °C.
- وتجدر الإشارة إلى أن أنسجة الورم أكثر حساسية لدرجات الحرارة من النسيج العادي (Anghileri and Robert, 1986).
- إذن يتوجب علينا معرفة درجة الحرارة المناسبة لإحداث التأثير المطلوب في النسيج وهذا هام جدا وبشكل خاص إذا تطورت تطبيقات الليزر الطبية في الأنسجة المتوضعة بالقرب من النسيج العصبي ، ومن ثم يتوجب علينا اختيار ثوابت الليزر .

الانتشار الحراري في النسيج البيولوجي

تنتقل الحرارة في العينات البيولوجية بعدة طرق نذكر منها انتقال الحرارة بالحمل والتوصيل والتبخير و الاشعاع ونضح الدم (Crochet, et al. 2006). ويعبر عن الانتشار الحراري في النسيج باستخدام معادلة Pennes' (Pennes, 1948) للانتشار الحراري في النسيج والتي تأخذ بالاعتبار تدفق الدم والأيض والمعدة بالعلاقة التالية:

$$\frac{1}{i\Delta r} \frac{T_{i+1,j}^n - T_{i-1,j}^n}{2\Delta r} + \frac{T_{i+1,j}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i-1,j}^n}{(\Delta r)^2} + \frac{T_{i,j+1}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i,j-1}^n}{(\Delta z)^2} + \frac{Q_m}{\kappa} + \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T_{i,j}^n)}{\kappa} = \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T_{i,j}^n)}{\kappa} + \frac{\rho_b c_b w_b \Delta t}{\rho c} \frac{T_{i,j}^{n+1} - T_{i,j}^n}{\Delta t}$$

يأخرج عامل مشترك تصبح المعادلة (6) بالشكل:

$$T_{i,j}^{n+1} = \left(1 - 2\frac{\alpha \Delta t}{(\Delta r)^2} - 2\frac{\alpha \Delta t}{(\Delta z)^2} - \frac{\rho_b c_b w_b \Delta t}{\rho c}\right) T_{i,j}^n + \frac{\alpha \Delta t}{(\Delta r)^2} \left(1 + \frac{1}{2i}\right) T_{i+1,j}^n + \frac{\alpha \Delta t}{(\Delta r)^2} \left(1 - \frac{1}{2i}\right) T_{i-1,j}^n + \frac{\alpha \Delta t}{(\Delta z)^2} (T_{i,j+1}^n + T_{i,j-1}^n) + \frac{\alpha \Delta t}{\kappa} Q_m + \frac{\rho_b c_b w_b T_b \Delta t}{\rho c}$$

بفرض أن $F = \frac{\alpha \Delta t}{(\Delta r)^2}$ و $\sigma = \frac{\rho_b c_b w_b}{\rho c}$ وتكتب المعادلة (7) كما يلي:

$$T_{i,j}^{n+1} = (1 - 4F - \sigma \Delta t) T_{i,j}^n + F \left(1 + \frac{1}{2i}\right) T_{i+1,j}^n + F \left(1 - \frac{1}{2i}\right) T_{i-1,j}^n + F (T_{i,j+1}^n + T_{i,j-1}^n) + \frac{\alpha \Delta t}{\kappa} Q_m + \sigma \Delta t$$

تمثل المعادلة الأخيرة (8) خوارزمية الحل العددي للمعادلة (1). بأخذ الشرط البدائي z=0 اعتبرنا درجة الحرارة عند الموضع r معطاة بالعلاقة التالية (Wyman and Whelan, 1994):

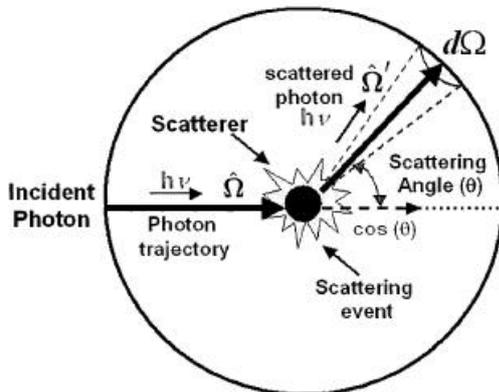
$$T(r) = \frac{P}{4\pi kr} [1 - \exp(-\frac{r}{L_{opt}})]$$

وبهذا هناك منبع نقطي حراري فعلي عند كل طبقة من طبقات النسيج T1, T2, T3, حيث: P: استطاعة الليزر [w].

$$L_{opt} = \frac{1}{\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')}} [1 + 0.4\mu_a / \mu_s']$$

μ_a : معامل الامتصاص [m^{-1}].

(van de Hulst and Graaff, 1996) والذي يرتبط بكل من معامل التبعثر وتخفيف (g) ويعرف تابع الطور g. ويعرف تابع الطور g بالتوزع الاحتمالي لزاوية التبعثر بالنسبة للضوء الوارد كما موضح بالشكل (1).



شكل 1. تبعثر الضوء الوارد على جزيئة.

$$\nabla^2 T(r, z, t) + \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T)}{\kappa} + \frac{Q_m}{\kappa} = \frac{\rho c}{\kappa} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t}$$

حيث:

T: درجة حرارة النسيج [k], T_b : درجة حرارة الدم

ρ : كثافة النسيج [kg/m^3], ρ_b : كثافة الدم [kg/m^3]

c: السعة الحرارية للنسيج [$J/kg.k$], C_b : السعة الحرارية للدم [$J/kg.k$]

Qm: معدل الحرارة الأيضية [w/m^3], k: الناقلية الحرارية للنسيج [$w/m.k$]

w_b : معدل إرواء الدم [$m^3/m.^3 tissue$], t: الزمن [s]

وباعتبار أن الوسط (النسيج البيولوجي) متماثل

المناحي وباستخدام الإحداثيات الاسطوانية تكتب المعادلة (1) بالشكل:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial \varphi^2} + \frac{Q_m}{\kappa} + \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T)}{\kappa} = \frac{\rho c}{\kappa} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t}$$

وإذا اعتبرنا أن زاوية السممت ثابتة تصبح المعادلة (2)

على الشكل التالي:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} \right) + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial z^2} + \frac{Q_m}{\kappa} + \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T)}{\kappa} = \frac{\rho c}{\kappa} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t}$$

أو بالشكل:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial \varphi^2} + \frac{Q_m}{\kappa} + \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T)}{\kappa} = \frac{\rho c}{\kappa} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t}$$

المعادلة السابقة هي معادلة تفاضلية من المرتبة الثانية

يمكن حلها تحليلياً أو عددياً وبما أننا سنقوم بعمل محاكاة لذلك نستخدم الحل العددي وذلك باستخدام طريقة الفروق المنتهية (طريقة أولر الأمامية) ولإيجاد خوارزمية الحل نكتب:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial r} = \frac{1}{i\Delta r} \frac{T_{i+1,j}^n - T_{i,j}^n}{\Delta r} + \frac{T_{i+1,j}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i-1,j}^n}{(\Delta r)^2}$$

$$\frac{\partial^2 T(r, z, t)}{\partial z^2} = \frac{T_{i,j+1}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i,j-1}^n}{(\Delta z)^2}$$

$$\frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} = \frac{T_{i,j}^{n+1} - T_{i,j}^n}{\Delta t}$$

وبالتعويض العلاقات السابقة في المعادلة (4) نحصل

على المعادلة التالية:

$$\frac{1}{i\Delta r} \frac{T_{i+1,j}^n - T_{i,j}^n}{\Delta r} + \frac{T_{i+1,j}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i-1,j}^n}{(\Delta r)^2} + \frac{T_{i,j+1}^n - 2T_{i,j}^n + T_{i,j-1}^n}{(\Delta z)^2} + \frac{Q_m}{\kappa} + \frac{\rho_b c_b w_b (T_b - T_{i,j}^n)}{\kappa} = \frac{\rho c}{\kappa} \frac{T_{i,j}^{n+1} - T_{i,j}^n}{\Delta t}$$

وبتعويض $T_{i,j}^n \rightarrow \frac{T_{i+1,j}^n + T_{i-1,j}^n}{2}$ في المعادلة (5) نحصل على:

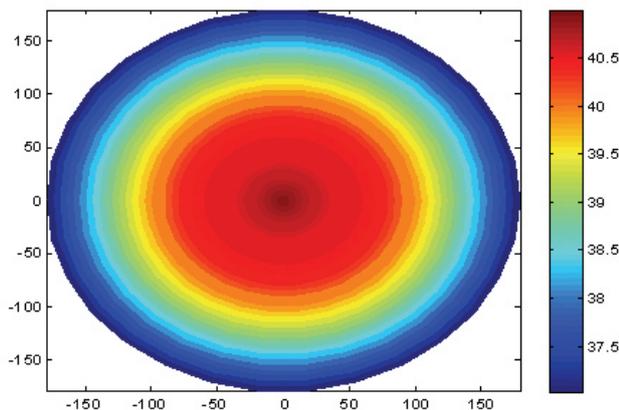
النسيج وذلك في كلا الحالتين النسيج البيولوجي الغير محقون بمركب ضوئي والنسيج البيولوجي المحقون بمركب ضوئي.

النتائج والمناقشة :

بأخذ الثوابت الفيزيائية للنسيج البيولوجي والمستخدمه في المحاكاة كمايلي (Yamada, et al. 1995):
 $\rho b = 1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, $\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$, $k = 0.628 \text{ W/(mk)}$,
 $c = 4187 \text{ J/(kgk)}$, $cb = 3860 \text{ J/(kgk)}$,
 $w_b = 1.87 \times 10^{-3} \text{ m}^3/(\text{m}^3 \text{ tissue})$, $T_b = 37^\circ$,
 $Q_m = 1.19 \times 10^3 \text{ W/m}^3$

أ. نسيج بيولوجي غير محقون بمركب ضوئي

باعتبار استطاعة الليزر $p=1 \text{ W}$ ذي الطول الموجي 808 nm وقطر حزمته 2 mm وبأخذ زمن تعرض النسيج البيولوجي لليزر $t=100 \text{ s}$ ، معامل التبعثر $\mu_s = 1 \text{ m}^{-1}$ معامل الامتصاص $\mu_a = 0.0001 \text{ m}^{-1}$ (Gnyawali, et al. 2008) وتعويض قيم الثوابت في معادلة الانتشار الحراري (8) وبإجراء المحاكاة باستخدام Matlab نحصل على الشكل الهندسي الثنائي البعد (سطحي) الشكل (3) والذي نرى فيه التوزيع الحراري على سطح عينة النسيج بشكل حزم حلقيه بحيث تمثل كل حزمة توزع حراري مختلف عن الحزمة التي تليها ونلاحظ في مركز سطح النسيج أكبر درجة حرارة ثم تتناقص بالتدرج وصولاً إلى حواف سطح عينة النسيج، ويبدل الشريط اللوني المجاور للشكل على درجات الحرارة لكل حزمة بحسب لونها.



شكل 3. الشكل الثنائي البعد للتوزيع الحراري (توزيع الحرارة السطحي).

يمثل الشكل (4) الشكل الهندسي الثلاثي البعد للتوزيع الحراري ضمن عينة النسيج، ونلاحظ من الشكل (4) كيفية

وباستخدام نظرية (mie Mie, 1908) يمكن معرفة العلاقة بين تابع الطور وزاوية التبعثر وفق العلاقة (Henye and Greenstein, 1941):

$$g = \int_{\Omega} p(\Omega, \Omega') (\Omega, \Omega') d\Omega = 2\pi \int_0^\pi p(\cos\theta) \cdot \cos\theta \cdot d(\cos\theta) \quad (2)$$

وتتراوح قيمة g بين $0.7-0.9$ لنسيج حي معرض لأشعة أطوالها الموجية واقعة ضمن المجال الطيفي تحت الحمراء (Feng, et al. 2009, Crochet, et al. 2006, Chen, et al. 1996, Welch and Van Gemert. 1995).

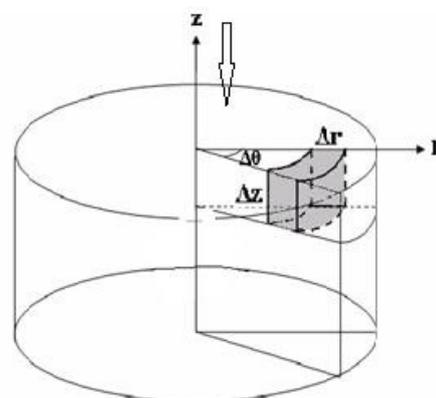
استخدام برنامج matlab لمحاكاة معادلة الانتشار الحراري في النسيج البيولوجي

لبرمجة معادلة الانتشار الحراري باستخدام matlab تعوض قيم الثوابت الفيزيائية والحرارية المتعلقة بالوسط البيولوجي (النسيج) والليزر (p) μ_a , μ_s ... والمستخدمه في معادلة الانتشار الحراري (8) مع الأخذ بالعلاقات (10,9) وبذلك نحصل على درجات الحرارة في كل طبقة من طبقات النسيج T_1, T_2, T_3, \dots أي أن لكل طبقة من طبقات النسيج درجة حرارة تختلف عن درجة حرارة طبقة أخرى.

ولإجراء المحاكاة نأخذ بعين الاعتبار أن:

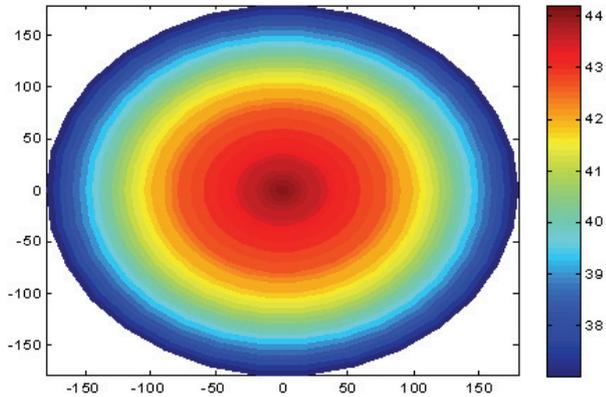
- عينة النسيج البيولوجي على شكل اسطوانة قطرها 3 mm وارتفاعها 3 mm .
- الشعاع الليزري مطبق عند مركز سطح الاسطوانة من الأعلى كما موضح في الشكل (2).
- الاسطوانة مقسمة إلى خلايا متساوية على شكل شبكة 31×31 عنصر، حيث: $i=0,1,2,3 \dots 30$, $j=0,1,2,3 \dots 30$.
- $\Delta t = 0.31 \text{ sec}$, $\Delta r = \Delta z = 0.0032 \text{ mm}$

وبالاعتماد على قيم درجات الحرارة يُحاكى الشكل الهندسي الثنائي البعد والثلاثي البعد للتوزيع الحراري ضمن عينة



شكل 2. شكل عينة النسيج و الإحداثيات الاسطوانية.

والشكل (6) يبين درجات الحرارة بدلالة الزمن إذ يلاحظ ازدياد درجة الحرارة طرديا مع الزمن ، وتبدو العلاقة بينهما شبه خطية من الزمن 0 sec حتى 70 sec ثم يلاحظ عدم الخطية من 70 sec حتى 100 sec .



شكل 7. الشكل الثنائي البعد للتوزيع الحراري (توزيع الحرارة السطحي).

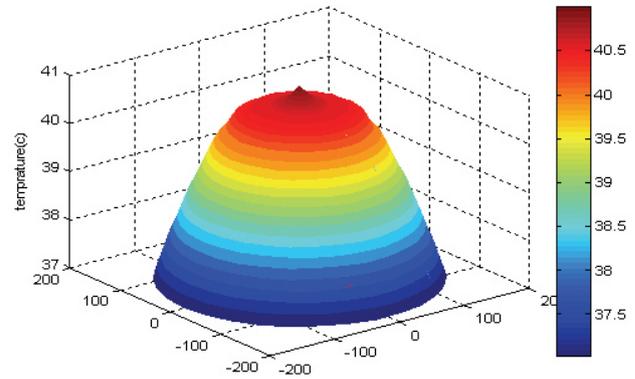
ب. النسيج البيولوجي المحقون بمركب ضوئي

بفرض أن النسيج البيولوجي (الورم) حقن بمركب ضوئي لزيادة معامل الامتصاص عند الطول الموجي 808nm وبأخذ استطاعة الليزر $p=1w$ وزمن تعرض النسيج البيولوجي لليزر $t=100s$ ، معامل التبعثر $\mu_s = 1m^{-1}$ معامل الامتصاص $\mu_a = 0.04m^{-1}$ (Gnyawali, et al.2008)، وتعويض قيم هذه الثوابت في معادلة الانتشار الحراري (8) وبإجراء المحاكاة في برنامج Matlab يتم الحصول على الشكل الهندسي الثنائي البعد (سطحي) الشكل (7) والذي يبين التوزيع الحراري على سطح النسيج بشكل حزم حلقيية ونلاحظ تناقص قطر الحزمة الحلقيية المركزية (الممثلة باللون الأحمر) مترافق بارتفاع في قيمة درجات الحرارة وذلك بالمقارنة مع قطر الحزمة الحلقيية السابقة الشكل (3) ثم تتناقص درجات الحرارة تدريجيا وصولا إلى حواف سطح عينة النسيج.

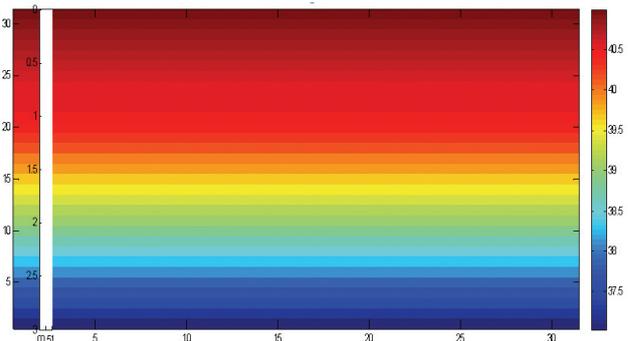
يمثل الشكل (8) الشكل الهندسي الثلاثي البعد للتوزيع الحراري ضمن عينة النسيج ، ويلاحظ من الشكل (8) كيفية التوزيع الحراري ضمن عينة النسيج الاسطوانية على شكل طبقات تمثل كل طبقة منها درجة حرارة مختلفة عن الأخرى، كما يلاحظ ازدياد قطر حزمة التوزيع الحراري بدءا من أعلى العينة إلى أسفلها مقارنة مع الشكل (4).

التوزيع الحراري ضمن عينة النسيج الاسطوانية على شكل طبقات تمثل كل طبقة درجة حرارة مختلفة عن الأخرى.

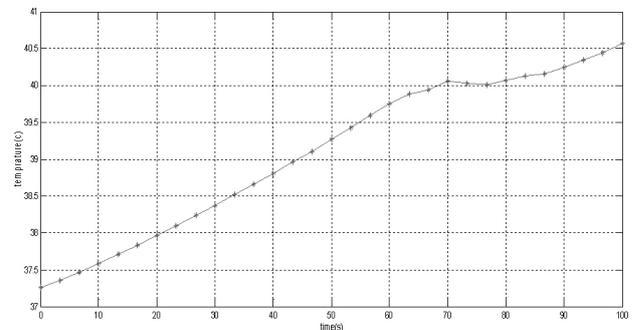
وبأخذ مقطع طولي يبين التوزيع الحراري بدلالة العمق الشكل (5) نجد أن درجة الحرارة أكبر ما يمكن عند نقطة تعرض النسيج للحزمة الليزرية $41^{\circ}C$ وتتنخفض تدريجيا لتصل إلى $39.83^{\circ}C$ عند منتصف سماكة النسيج [عند العمق 1.5mm] إلى أن تصل $37.03^{\circ}C$ عند أسفل عينة النسيج [عند العمق 3mm] ومنه نجد أنه في طبقات النسيج العليا تنخفض درجات الحرارة ببطء ثم يزداد انخفاضها بشكل أكبر وصولا إلى الطبقة السفلية للنسيج.



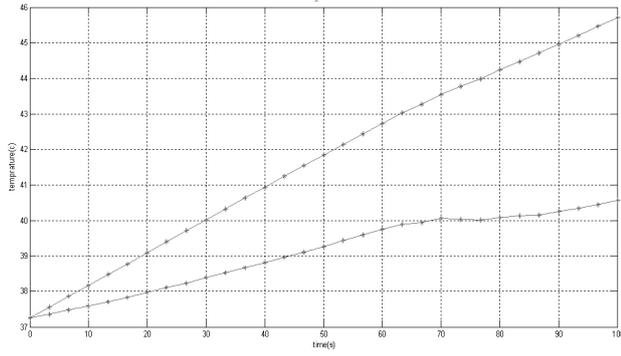
شكل 4. الشكل الثلاثي البعد للتوزيع الحراري (توزيع الحرارة الحجمي).



شكل 5. التوزيع الحراري وفق طبقات في مقطع طولي للنسيج.



شكل 6. درجات الحرارة بدلالة الزمن.



شكل 11. درجات الحرارة بدلالة الزمن.

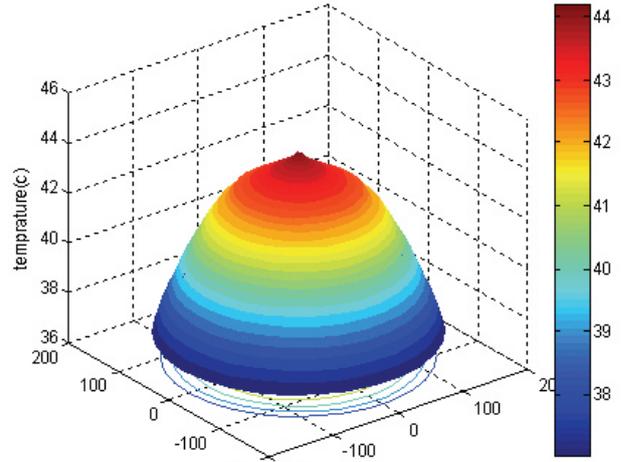
يبين الشكل (10) العلاقة بين درجات الحرارة والزمن ونلاحظ ازدياد درجات الحرارة مع الزمن ويبدو المنحني بينهما شبيه بالخطي.

الاستنتاج

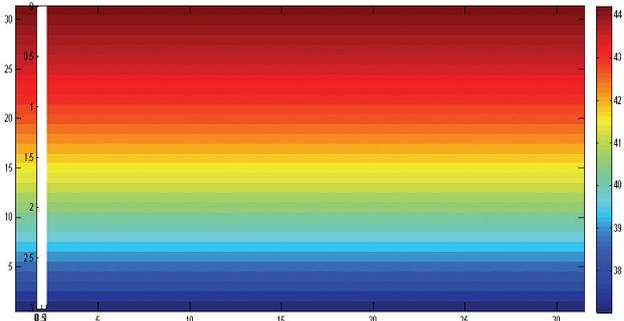
يساهم ازدياد معامل الامتصاص نتيجة حقن النسيج البيولوجي (الورم) بمركب ضوئي في تحسين فعالية المعالجة الحرارية حيث بازدياد معامل الامتصاص ترتفع درجات الحرارة في النسيج البيولوجي خلال فاصل زمني معين و يبين الشكل (11) درجات الحرارة بدلالة الزمن في حالتين النسيج الغير محقون بمركب ضوئي والنسيج المحقون بمركب ضوئي وذلك للمقارنة بينهما.

يتضح من الشكل (11) :

- ازدياد درجات الحرارة بشكل كبير في النسيج المحقون بمركب ضوئي عن درجات الحرارة في النسيج الغير محقون بمركب ضوئي.
- تزداد درجات الحرارة بشكل منتظم في النسيج المحقون بمركب ضوئي خلال كامل زمن تعرض العينة البيولوجية 100 sec ، بينما تزداد درجات الحرارة بشكل منتظم خلال 70 ثانية الأولى من لحظة تعرض العينة لإشعاع الليزر ثم تتأرجح درجات الحرارة بشكل غير منتظم.

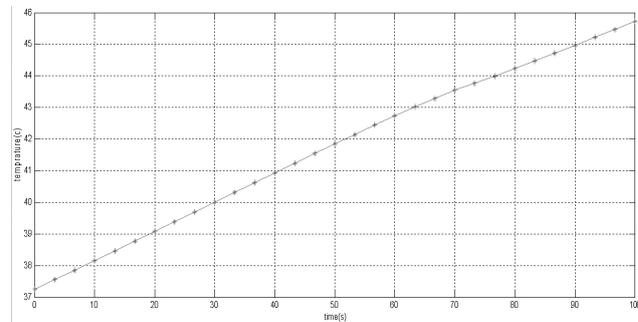


شكل 8. الشكل الثلاثي البعد للتوزيع الحراري (توزيع الحرارة الحجمي).



شكل 9. التوزيع الحراري وفق طبقات في مقطع طولي للنسيج.

بأخذ مقطع طولي يبين التوزيع الحراري مع العمق كما في الشكل (9) نجد أن درجة الحرارة عند سطح النسيج 4.2 °C وتخفض لتبلغ 41.82 °C عند منتصف سماكة النسيج وهكذا يتناقص درجات الحرارة تدريجياً إلى 37.04 °C عند أسفل عينة النسيج ، أي تتركز درجات الحرارة الأكبر (الممثلة باللون الأحمر) في حيز ضيق من الطبقات العليا للنسيج حتى العمق 0.6 mm ثم تتناقص درجات الحرارة تدريجياً حتى أسفل عينة النسيج.



شكل 10. درجات الحرارة بدلالة الزمن.

المراجع العربية

- Van de Hulst, HC, and Graaff, R** (1996) Aspects of similarity in tissue optics with strong forward scattering *.phys.Med.Bio.*, 41(11):2519-31.
- Welch, AJ, and Van Gemert, MJ** (1995) Optical thermal response of laser- irradiated tissue. *Plenum Press, New York.*
- Wyman, DR and Whelan, WM** (1994) Basic opt thermal diffusion theory for interstitial laser photocoagulation *.Medical physics* .21(11):1651-1656.
- Yamada, Y, Tien, T, and Ohta, M** (1995) Theoretical analysis of temperature variation of biological tissues irradiated by light, *ASME/ JSME Thermal Engineering Conference*, 4:575-581.
- Anghileri, LJ and Robert, J** (1986) Hyperthermia in Cancer Treatment, *CRC Press, Boca Raton, FL.*
- Chen, WR, Adams, RL, Higgins, AK, Bartels, KE, and Nordquist, RE** (1996) Photo-thermal effects on murine mammary tumors using indocyanine green and 808 nm diode laser: an in vivo efficacy study. *Cancer Lett.* 98:169–173.
- Crochet, JJ, Gnyawali Surya ,C ,Chen, Y, Lemley ,EC, Bartels ,KE, Liu, H, and Chen, WR,** (2006) Temperature Distribution in Selective Laser-Tissue Interaction. *J. Biomed. Optics*, 11(3):0340 31-1-10.
- Dewey, WC, Hopwood, LE, Sapareto, SA, and Gerweck LE** (1977) Cellular responses to combinations of hyperthermia and radiation, *Radiology.* 123:463-474.
- Feng ,Y, Fuentes, D, Hawkins, A, Bass ,J, and Nichole Rylander, M** (2009) Optimization and real-time control for laser treatment of heterogeneous soft tissues, *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 198:1742–1750.
- Gnyawali Surya, C, Yichao, C, Lemley EC, Bartels, KE, Hong, L, and Chen, WR** (2008) temperature measurement on tissue surface during laser irradiation . *Med Bio Eng Comput*, 46:159–168.
- Henye, LG, and Greenstein, JL** (1941) Diffuse radiation in the galaxy. *Astro-phy.J.*, 93:70-83.
- Mie, G** (1908) Pioneering mathematical description of scattering by spheres. *Ann. Phys.*, 25:337.
- Pennes, HH** (1948) Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 1(2):93-122.
- Reinhold, HS and Endrich, B** (1986) Tumor microcirculation as a target for hyperthermia: A review, *Int. J. Hyperthermia* 2:111-137.
- Song, CW, Lokshina, A, Rhee, JG, Patten, M, and Levitt, SH** (1984) Implication of blood flow in hyperthermic treatment of tumors, *IEEE Trans Biomed Eng.* 31: 9-16.