

## تصميم وتنفيذ نموذج رقمي لدراسة الأثر الميكانيكي الحراري وتأثير شدة وزمن وطول موجة الإشعاع الليزري على النسيج الجلدي البشري

هلا الدقاق<sup>1</sup>، أ. د. عماد الأسعد<sup>2</sup>، أ. د. إياد الشطي<sup>3</sup>

<sup>1</sup>طالبة ماجستير - المعهد العالي لبحوث الليزر - جامعة دمشق.

<sup>2</sup>أستاذ - المعهد العالي لبحوث الليزر - جامعة دمشق.

<sup>3</sup>أستاذ في كلية الطب - جامعة دمشق.

### الملخص

تمت دراسة التأثيرات الحرارية الضوئية والميكانيكية الضوئية للتشعيع بالليزر ذي النبضات القصيرة على الأنسجة الطبيعية. تمت دراسة المنطقة المتأثرة بالحرارة في الأنسجة نتيجة للإشعاع بالليزر عند مجموعة من معاملات الليزر والتي تشمل عرض النبضة وشدة الإشعاع وطول موجة الليزر بالإضافة إلى زمن التعرض. يتراوح عرض النبضة بين 1 و 2 ميليمتر، وشدة الإشعاع الليزري من 1 إلى 2 W/mm<sup>2</sup> عند الأطوال الموجية 532 و 800 نانومتر والأزمنة 30 و 600 ثانية .

تم إجراء محاكاة عددية باستخدام نموذج عناصر منتهية تم تطويره في برنامج COMSOL Multiphysics، وتم الحصول على توزيع درجة الحرارة الناتجة عن الإشعاع الليزري باستخدام معادلة بنس لنقل الحرارة الحيوية. تم التحقق من دقة النموذج المطور من خلال دراسة توزيعات درجة الحرارة والإجهادات الميكانيكية المكافئة، كما تم أيضاً دراسة التشوهات الميكانيكية، ويعد تطوير هذا النموذج مهماً في الحصول على القيم المثلى للعلاج الليزري.

**الكلمات المفتاحية:** الآثار الميكانيكية والحرارية، نمذجة تفاعل الليزر مع النسيج، الأثر

الميكانيكي الحراري

تاريخ الإيداع: 2022/7/31

تاريخ القبول: 2023/1/16



حقوق النشر: جامعة دمشق - سورية،

يحتفظ المؤلفون بحقوق النشر بموجب

الترخيص CC BY-NC-SA 04

## Design and implementation of a numerical model to study the thermomechanical effect and the impact of the intensity, time and wavelength of laser radiation on human skin tissue

Hala Dakkak<sup>1</sup>, Prof. Emad Asaad<sup>2</sup>, Prof. Eyad Shatti<sup>3</sup>

1Master's student - Higher Institute for Laser Research - Damascus University.

2Professor - Higher Institute for Laser Research - Damascus University.

3Professor at the Faculty of Medicine - Damascus University.

### Abstract

The photothermal and optomechanical effects of short-pulse laser irradiation on normal tissues have been studied. The heat-affected region in tissues as a result of laser radiation was studied for a group of laser variables, which include wavelength, radiation intensity, laser beam size, as well as exposure time. The pulse width ranged between 1 and 2 millimeters, and the intensity of the laser radiation ranges from 1 to 2 W/mm<sup>2</sup> at wavelengths 532 and 800 nanometers .

Numerical simulations were carried out using finite elements model developed in COMSOL Multiphysics, and the temperature distribution due to laser radiation was obtained using Penns equation for bioheat transfer. The accuracy of the developed model was verified by studying the temperature distributions and equivalent mechanical stresses, and the mechanical deformations were studied. After developing the model and making sure that it works adequately, a multiple linear regression model was developed in the Minitab program to study the effect of the independent variables including the wavelength of the laser radiation, intensity, spot size and exposure time on the maximum temperature apparent in the tissue. It is recommended to use this model to obtain the optimal values of the laser treatment corresponding to the tissue with specified dimensions and values .

**Keywords:** mechanical and thermal effects, interaction of laser with tissue, Thermomechanical effects

Received: 31/7/2022

Accepted: 16/1/2023



**Copyright:** Damascus University- Syria, The authors retain the copyright under a CC BY- NC-SA

## 1- المقدمة

يعرّف الليزر بأنه تضخيم الضوء بألية الإصدار المحثوث للإشعاع ويتسم بالترابط الزمني والمكاني والطاقة العالية للفوتونات.

تم استخدام الليزر في البداية من قبل العالم ثيودور مايمان في مختبر هيوز للأبحاث في كاليفورنيا، حيث اعتمد مايمان في تركيب جهاز إطلاق الليزر على تسليط شعاع ضوئي على وسط مادي (الياقوت الصناعي) مما يجعل جزيئات الياقوت تستشعر الضوء المسلط عليها وقام أيضاً بتركيب سطحين من مادة الفضة بجانبي الأنبوب المصنوع من الياقوت الصناعي، ومن ثم ينعكس الضوء ذهاباً وإياباً حتى يكتسب قوة أكبر، وعليه كان هذا الجهاز البسيط هو نقطة انطلاق اختراع أشعة الليزر، وقد تم نشر نتائج هذه التجربة في مجلة العلوم [2] وحظيت باهتمام واسع النطاق، وبعد ذلك بفترة وجيزة بدأ استخدام الليزر في مختلف مجالات العلوم بما في ذلك علم الأحياء والطب.

يستخدم الليزر اليوم في مجالات متعددة كاستعماله في الأقراص المدمجة وفي صناعة الالكترونيات وقياس المسافات بدقة وفي الاتصالات، كما ازداد استخدام الليزر في الطب على مر السنين، حيث بدأ يلعب دوراً هاماً في النظم والجراحات الطبية. يتم استخدام أشعة الليزر في مجالات مختلفة من الطب كتشخيص السرطان [3] وعلاج السرطان [4] وفي الأمراض الجلدية [5] وطب العيون (الليزك والتخثير بالليزر والتصوير المقطعي البصري) [6] وفي استئصال البروستات. كما يوجد استخدام لليزر في التطبيقات التجميلية مثل إزالة الشعر بالليزر وإزالة الأوشام [5].

هناك عدة أنواع مختلفة من الليزر المستخدم في التطبيقات آفة الذكر وهي ليزر ثاني أكسيد الكربون وليزر الدايدو وليزر الصبغة وليزر إكسيمر وليزر الألياف والليزر الغازي.

من الجدير بالذكر أنه ينبغي استخدام الليزر في الطب بحذر شديد، حيث أنه قد يؤدي استخدام الليزر المستمر إلى حدوث تلف غير مرغوب فيه بجسم الإنسان، الأمر الذي يجب التحكم فيه أو إزالته. تم استخدام أشعة الليزر النبضي في تطبيقات التصوير والعلاج الطبي، حيث تقدم أجهزة الليزر النبضية ميزة التوصيل المستهدف بالطاقة الحرارية؛ مما يقلل من انتشار الحرارة إلى الأنسجة السليمة المجاورة.

عندما نفكر في جراحة السرطان، فغالباً ما نتصور الجراحين وهم يقومون باستئصال الأورام بواسطة المشرط، إلا أن هناك طرائق أخرى لاستئصال الأورام، ولعل أهمها الجراحة الليزرية. وأياً كانت الطريقة التي يتم استخدامها، فإن لجراحات الليزر فوائد عديدة، فهي أولاً أكثر دقة، حيث يقوم الليزر بسدّ الأوعية للمفاوية والدموية، مما يحدّ من النزيف ويخفض احتمال انتشار الخلايا السرطانية عبر تلك الأوعية. كما تساهم الحرارة بتعقيم المكان. فعندما يحدث تماس بين الليزر والأنسجة فإنه يتسبب بتبخير هذه الأنسجة وبالتالي إحداث تغيير في طبيعتها. ولدى استخدامه في التجارب على الحيوان، كان معدّل النكس الموضعي المرافق لليزر ثاني أكسيد الكربون أقل بنحو 30% من المتوقع.

يُظهر الليزر النبضي عند تفاعله مع الأنسجة الحية خصائص زمنية ومكانية في آلية نقل الحرارة إلى تلك الأنسجة. بحيث تظهر أهمية هذه الخصائص في عمليات استئصال الأنسجة المصابة والتي يجب التأكيد خلالها على تجنب إصابة الأنسجة السليمة المحيطة بها. إلا أن فعالية الاستئصال بأشعة الليزر تتوقف على نوعية ومدى وشكل الضرر الذي تسببه هذه الأشعة عند ارتطامها بالأنسجة الهدف.

لدى تصادم الليزر النبضي بالأنسجة الحية يحدث نوعين من التفاعلات: ضوئي حراري وضوئي ميكانيكي، ويسبب كلّ من هذين التفاعلين ضرر بالأنسجة الحية المصابة وتهديداً

تجدد الإشارة إلى أنهم درسوا عملية تدمير الخلايا بواسطة نوعي الليزر أنفي الذكر ووجدوا أن ليزر الموجة المستمرة يحفز قتل الخلايا عن طريق موت الخلايا المبرمج، في حين يبدو أن ليزر نبضة النانوثانية يحفز تدمير الخلايا بواسطة نخر الخلية.

إن استخدام الليزر النبضي في فرط الحرارة الناجم عن الليزر هو الأكثر شيوعاً بسبب المزايا أنفة الذكر، وبالإشارة لذلك، قام الباحث Jaunich وزملاؤه [10] باستخدام شعاع مركّز يعمل بتقنية Q-Switch وشعاع ليزر نبضي قصير ثنائي الصمام لدراسة ارتفاع درجة الحرارة في عينات أنسجة فأر ميت وفأر حيّ مخدّر. تمّ تأكيد النتائج باستخدام نموذج رياضي يقارن الفرق بين توصيل الحرارة عند تطبيق تحويل فورييه وبدونه.

استخدم الباحث Sajjadi [11] شعاعاً نبضياً فائق القصر (1552 nm) لتشعيع سطح الفرنان المخدرة، حيث استخدم الباحثون نتائج الدراسة النسيجية لإظهار فعالية الشعاع المركز في الاستئصال الدقيق في الموقع المرغوب بالحد الأدنى من الآثار الجانبية.

قام الباحث Khan وزملاؤه [12] باستخدام نبضات ليزر الأشعة تحت الحمراء المركزة داخل الأدمة لإنتاج تأثيرات حرارية محكومة ومحصورة في طبقة الأدمة من الجلد. وقد لاحظ الباحثون أن التأثيرات الحرارية لليزر النبضي يمكن حصرها عن طريق تركيز ليزر الأشعة تحت الحمراء منخفض الطاقة في الجلد.

قام الباحث Sun و Mikula [13] بنمذجة زيادة درجة حرارة شبكة العين البشرية عند توميضها بشكل مباشر بواسطة ليزر فيموتوثانية (150 kHz). تم إجراء ضبط سريري لليزر فيموتوثانية (150 kHz) على فترة فاصلة (52 s) وتمت محاكاته باستخدام نموذج COMSOL. كانت النتائج التي تم

للأنسجة السليمة المحيطة بها وهي مشكلة تواجه الباحثين في تطوير أداء الليزر المستخدم في العلاج.

## 2- خلفية البحث:

يعتمد هذا البحث على المنهج الوصفي في الجانب النظري منه، بينما يعتمد في الجانب العملي على المنهج التطبيقي باستخدام تحليل العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد ودراسة أثر معاملات الليزر على درجة الحرارة و التشوهات الميكانيكية الحاصلة في نسيج الجلد البشري.

### 1-2 الدراسات المرجعية:

أجريت على مدى عدة سنوات مقارنات بين كفاءة الليزر الموجي المستمر والليزر النبضي في علاج فرط الحرارة، حيث قام الباحث Mathewson وزملاؤه [7] بإجراء دراسة مقارنة بين تأثير الموجات المستمرة وأشعة الليزر النبضية في فرط الحرارة المستحث بالليزر، وقد استخدم الباحثون في دراستهم ليزر موجة مستمرة وليزر نبضي (ميكروثانية) عند تواتر 10-40 Hz بنفس متوسط الطاقة ولم يجد الباحثون أي اختلاف في التلف النسيجي، وقد خلصوا إلى أن معدل النبض لا يؤثر على مدى التلف في الإثارة منخفضة الطاقة.

قارن الباحث Panjehpour وزملاؤه [8] بين تأثير ضوء ليزر الموجة المستمرة (CW) وضوء الليزر النبضي في المعالجة الضوئديناميكية، حيث قاموا بتشعيع مريء كلب باستخدام ليزر الموجة المستمرة والليزر النبضي، ثم قاموا بإجراء فحوصات نسيجية للأضرار الناجمة، لكنهم لم يتمكنوا من التمييز بين الإصابات الناجمة عن استخدام النوعين أنفي الذكر.

أثبتت المقارنة التي أجراها الباحث Huang وزملاؤه [9] بشكل قاطع أن نبضة نانوثانية واحدة من الليزر هي أكثر فعالية في تدمير الخلايا من ليزر الموجة المستمرة، حيث استخدم الباحثون جسيمات نانوية من الذهب مع المستقلبات التي تمتصها الخلايا، وعليه ازدادت دقة التشعيع بالليزر.

والإجهادات الميكانيكية المتولدة عن النبضات الليزرية خلال الدقائق الأولى من عملية الانتشار الضوئي.

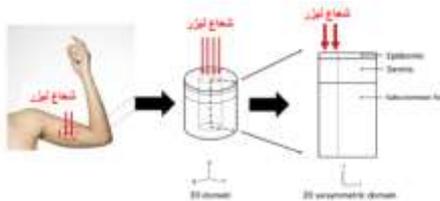
### 3- الطرائق المستخدمة:

يولي البحث الحالي اهتماماً خاصاً بخصائص الانتقال الحراري والتشوه الميكانيكي الحاصل ضمن طبقات الجلد خلال تعرضه للإشعاع الليزري عند عدة شروط علاجية مختلفة. تم تطبيق محاكاة رقمية معتمدة على العناصر المنتهية من خلال برنامج Comsol Multiphysics 5.4 وذلك لنمذجة التغيرات الحرارية وتشوه طبقات الجلد.

في هذا البحث، تم افتراض الطبيعة الغوصية لحزمة الليزر، كما تم وصف تخامد ضوء الليزر في طبقات الجلد من خلال قانون بيير-لامبرت. تمت دراسة التشوهات الميكانيكية لطبقات الجلد بالاعتماد على معادلات التوازن.

### 3-1 النموذج الفيزيائي

تم استخدام نموذج للجلد ثنائي البعد وذو ثلاث طبقات وذلك لتحديد الانتشار الحراري والتشوهات الميكانيكية ضمن النسيج المستهدف للمعالجة الحرارية بالليزر. باستخدام هذا النموذج كان من الممكن تقييم التشوهات الحرارية بالاعتماد على الخصائص الحرارية للنسيج. يبين الشكل (1) المستويات ثلاثية وثنائية البعد لنموذج الجلد المستخدم في هذا البحث. على الرغم من احتواء الجلد لنسيج معقد وغير متجانس، تمّ تشكيل وافترض بنية متجانسة ثلاثية الطبقات مؤلفة من (البشرة، الأدمة، وتحت الجلد).



الشكل (1) النموذج الفيزيائي المدروس

الحصول عليها من خلال النمذجة متفقة مع نتائج التجارب السريرية.

قام الباحث Eze [14] بمحاكاة تفاعل حزمة الليزر المركزة مع الجلد باستخدام COMSOL. تم دراسة تأثيرات الليزر النبضي وليزر الموجة المستمرة على الجلد، وتم تطوير نموذج مناسب لتحلل الضوحراري، كما تمّت التوصية باستخدام الليزر النبضي بطول موجي مناسب لمعاملات امتصاص طبقات الجلد.

قام الباحث Shafirsten وزملاؤه [15] باستخدام النمذجة بطريقة العناصر المنتهية بالاعتماد على برنامج COMSOL لتطبيق نظرية تقريب الانتشار لنمذجة التحلل الضوحراري الانتقالي وتأثيرها في المعالجة بالليزر لبقع الصباغ الخمري. حيث قام الباحثون بدراسة تأثير نبضات الليزر حتى ثلاث نبضات لليزر في كل ميلي ثانية لحساب عمق تدفق الحرارة في طبقة النسيج.

### 2-2 أهمية البحث وأهدافه:

يهدف هذا البحث إلى دراسة التغيرات البنيوية الحاصلة في المنطقة المتأثرة بالحرارة والمؤهلة للاستئصال أثناء انتشار الليزر النبضي خلالها، حيث ستم دراسة كل من التفاعل الضوئي الحراري والتفاعل الميكانيكي الحراري، واللذان يعتبران من أهم التفاعلات التي تحدث أثناء عملية الانتشار الضوئي. ستم دراسة بنية نسيجية مؤلفة من ثلاث طبقات من نمذجة باستخدام برنامج COMSOL. أما انتشار شعاع الليزر فستتم محاكاته كمنبع حراري باستخدام نموذج Bio-heat transfer الموجود في البرنامج نفسه والذي يوفر خيارات عديدة حول متوسط الطاقة، التردد، عرض النبضة وطول موجة شعاع الليزر.

ومن ثم ستم دراسة الانتشار الحراري والنقل الحراري داخل الخلايا والذي سيؤدي إلى ضرر فيها. كما سيتم قياس التفاعل الضوئي الميكانيكي من خلال قياس درجات الحرارة العظمى

Tb درجة حرارة الدم،  $\rho_b$  كثافة الدم، Cb السعة الحرارية الخاصة للدم، Wb معدل تدفق الدم، Qmet انتقال الناتج عن العمليات الاستقلابية، Qlaser انتقال الحرارة المرتبط بمنبع الليزر والمتعلق بالإشعاع الحراري في هذا التحليل.

تمت مقارنة التوصيل الحراري ما بين النسيج والتدفق الدموي باسـ

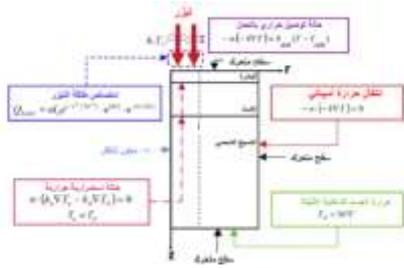
$$\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$$

### 3-3 الشروط الحديّة لتحليل الانتقال الحراري

يبين الشكل (2) المجال الفيزيائي المدروس والمتناظر شاقولياً مع الشروط الحديّة المفترضة [16]. تم اعتبار الحدّ العلوي لطبقات الجلد بحالة حمل حراري حديّ:

$$-n \cdot (-k \nabla T) = h_{am} (T - T_{am})$$

حيث يعبر  $T_{am}$  عن درجة الحرارة المحيطة و  $h_{am}$  عن معامل الانتقال الحراري للهواء.



الشكل (2) الشروط الحديّة للنموذج الرقمي المطبق

تمّ افتراض القسم الخارجي للمقطع المدروس بدرجة حرارة الجسم الداخلية وذلك باستثناء السطح العلوي، كما تم افتراض عدم وجود مقاومة اتصال ما بين طبقات البشرة والأدمة والنسيج ما تحت الجلد، أي تم اعتبار شروط حديّة مستمرة ما بين هذه الطبقات.

تم تطبيق الإشعاع الليزري على السطح العلوي للنموذج، ودراسة تغيرات شدة الليزر على طول العمق النسيجي بالاعتماد على قانون بيير-لامبرت:

$$I(z) = I_0 e^{-(r^2/2\sigma^2)} \cdot e^{(bz)} \cdot e^{-(a+b)z}$$

تم افتراض النسيج على أنه متجانس و متحد الخواص (isotropic) ضمن الطبقة الواحدة، وذلك لتجنب أي اختلافات في الخصائص الحرارية والميكانيكية والضوئية. تم تطبيق حزمة ليزرية مجمّعة ومركّزة بشكل معامد لسطح الجلد، وهي تحوي على قسم مرتد من على سطح الجلد، في حين يتخامد القسم العابر ضمن طبقات الجلد بالامتصاص والتبعثر. تم أيضاً افتراض مقطع دائري لحزمة الليزر يتم تطبيقها بشكل معامد لسطح الجلد وهو مكان توضع المنبع الحراري.

يظهر الجدول (1) سماكات طبقات الجلد والخصائص الحرارية والضوئية والميكانيكية المستخدمة في هذا البحث والتي تم تحديدها بالاعتماد على الدراسات السابقة [16].

الجدول (1) الخصائص الفيزيائية الهندسية والبصرية لطبقات

#### النموذج

Thickness [mm]	Epidermis	Dermis	Subcutaneous fat
Tissue density, $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	1100	1050	1100
Specific heat of tissue, $c$ [J/kg.K]	2050	2200	2300
Thermal conductivity, $k$ [W/m.K]	0.24	0.42	0.194
Blood perfusion, $\omega_b$ [1/s]	0	0.0015	0.0015
Metabolic heat generation, $Q_{met}$ [W/m <sup>3</sup> ]	0	0	0
Thermal expansion coefficient $\beta$ [1/K]	0.0001	0.0001	0.0001
Poisson's ratio $\nu$	0.49	0.49	0.49
Young's modulus [MPa]	100	10.1	0.0001
Absorption coefficient, $a$ [1/m], 532 nm	0.9	0.24	0.24
Absorption coefficient, $a$ [1/m], 800 nm	0.19	0.24	0.24
Scattering coefficient, $b$ [1/m]	0.7	0.7	0.7
The width of the irradiated area, [mm]	10.1	10.1	10.1
Ambient temperature, $T_{am}$ [°C]	37	37	37
Thermal conductivity, $k$ [W/m.K]	0.24	0.42	0.194
Heat convection coefficient, $h$ [W/m <sup>2</sup> .K]	10	10	10
Blood density, $\rho_b$ [kg/m <sup>3</sup> ]	1060	1060	1060
Specific heat of blood, $c_b$ [J/kg.K]	2440	2440	2440
Viscosity, $\mu$ [Pa.s]	0.035	0.035	0.035

### 2-3 معادلات تحليل الانتقال الحراري

تم وضع وحل نموذج رياضي لانتقال الحرارة غير المتجانس ووضع الشروط الحدية والبدائية، وذلك بالتزامن مع نمذجة التشوه الميكانيكي وذلك لدراسة التفاعل ما بين النسيج والليزر.

تم استحصال التوزيع الحراري ضمن طبقات الجلد بحل معادلة بينز للحرارة الحيوية والتي تصف كيفية انتقال الحرارة عبر الجلد وهي تكتب على الشكل:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{Laser}$$

حيث تعبر  $\rho$  عن كثافة النسيج و  $C$  عن السعة الحرارية و  $K$  عن التوصيلية الحرارية للنسيج و  $T$  درجة حرارة النسيج،

أيضاً افتراض شروط حدية حرّة لكافة الأسطح لدى تنفيذ تحليل التشوه الميكانيكي.

### 3-5 إجرائية الحساب

في هذه الدراسة، تم إجراء الحل الرياضي لمعادلة التسخين الحيوي، معادلة التوازن مع شروطها الحدية وذلك باستخدام تقنية العناصر المنتهية بالاعتماد على برنامج Cmsol Multiphysics.

تم تقطيع النموذج باستخدام عناصر مثلثية، واحتوى النموذج على 22708 عنصر وهو عدد مناسب يحقق التوازن ما بين الدقة وزمن الحساب.

تم إجراء اختبار التقارب للتحليل المطبق وذلك لضمان استقلالية نتائج التحليل عن عدد عناصر النموذج، كما هو موصى به في الدراسات السابقة [18].

### 4- النتائج والمناقشة:

تبين الأشكال (4 حتى 9) آثار طول الموجة، شدة الإشعاع الليزري ونصف قطر حزمة الليزر وزمن التطبيق على التوزع الحراري وتوزع الإجهادات المكافئة والانزياحات الحاصلة في طبقات الجلد.

بما يخص النمذجة، تم الاعتماد على القيم الواردة في الجدول (1) واستخدام قيم معاملات طبقات الجلد الخاصة بالامتصاص الضوئي، التمدد الحراري، التوليد الحراري الاستقلابي ونسبة بواسون ومعامل يونغ [17].

### 4-1 نتائج التوزع الحراري

كما تم شرحه في الفقرات السابقة، يمكن أن تؤدي درجات الحرارة العالية إلى ضرر حراري لنسيج الجلد وإلى شعور بالألم ناتج عن التمدد النسيجي والحراري. لهذا السبب من الضروري التحكم بكمية ازدياد الحرارة والحدود الحرارية لبقعة التطبيق. يعتمد ذلك بشكل رئيسي على زمن التعرض وشدة إشعاع الليزر ونصف قطر حزمة الليزر.

تكون أنسجة طبقات الجلد في البداية عند درجة الحرارة البدائية 36 درجة مئوية، وبعدها تصبح فجأة خاضعة لتأثير الإشعاع الليزري ذو الشدة الثابتة. يتم وصف امتصاص الأنسجة للإشعاع الليزري بالعلاقة:

$$Q_{Laser} = aI_0 e^{-(r^2/2\sigma^2)} \cdot e^{(bz)} \cdot e^{-(a+b)z}$$

حيث تحدد I لشدة الإشعاع الليزري و I<sub>0</sub> لشدة الإشعاع على سطح الجلد، a معامل الامتصاص، b معامل التبعثر، z عمق النسيج و σ عرض منطقة التعرض للإشعاع.

### 3-4 تحليل التشوه الميكانيكي

في هذا البحث، تم افتراض مادة متحدة الخواص لنسيج الجلد وتم تبسيط النموذج لنموذج شبه ساكن [17].

يتم وصف الحالة الميكانيكية الصلبة والمطبقة على النموذج المتناظر المصمم باستخدام معادلات التوازن وعلاقة إجهاد-انفعال وعلاقة الانفعال بالانزياحات كما يلي:

$$\frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\phi\phi}}{r} + F_r = 0$$

$$\frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rz}}{r} + F_z = 0$$

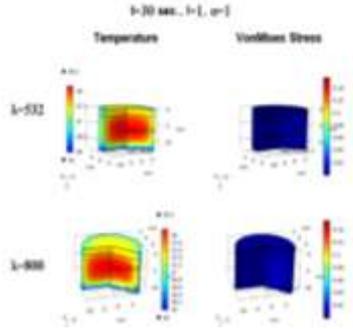
حيث تمثل σ الإجهاد، و ε الانفعال، F عبارة عن الحمل الخارجي (معدوم في حالتنا)، E معامل يونغ و ϑ نسبة بواسون و U عبارة عن الانزياح الوسطي.

تم أيضاً حساب الانفعال الحراري ε<sup>th</sup> كما يلي:

$$\varepsilon^{th} = \int_{T_{ref}}^T \alpha dT$$

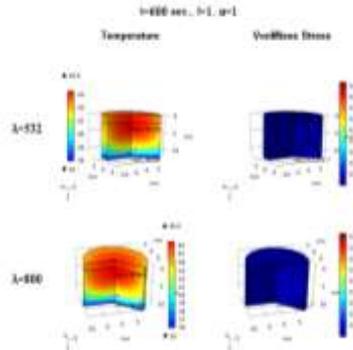
حيث T<sub>ref</sub> هي درجة الحرارة المرجعية و α معامل التمدد الحراري للنسيج.

في هذه الدراسة تم تثبيت السطح السفلي لنموذج النسيج المدروس، كما تم إعطاء شروط قابلية حركة لأسطح الأنسجة المتبقية، حيث يتشوه النسيج كنتيجة للانفعال الحراري. تمّ



الشكل (4) التوزيع اللوني لتغيرات درجة الحرارة والإجهادات المكافئة عند أطوال موجية مختلفة والزمن 30 ثانية

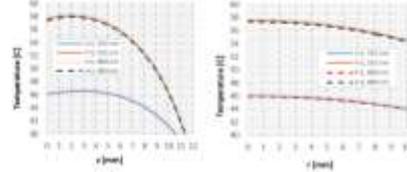
لدى تعرّض الجلد إلى إشعاع الليزر تتحول الطاقة الممتصة إلى طاقة حرارية، وهو ما يسبب ازدياد درجة الحرارة. بالمقابل لدى زيادة زمن التعرّض إلى 600 ثانية نلاحظ انتقال درجة الحرارة العظمى الموافقة للطول الموجي 800 نانومتر إلى مستويات أكثر عمقاً ضمن الجلد. يعزى ذلك إلى الدور التوصيلي لنسج الجلد وهو ما يسمح لطاقة الليزر الممتصة بالانتشار إلى طبقات أعمق (الشكل 5).



الشكل (5) التوزيع اللوني لتغيرات درجة الحرارة والإجهادات المكافئة للنموذج المدروس عند أطوال موجية مختلفة والزمن 600 ثانية

قمنا بدراسة تغيرات درجة الحرارة مع الزمن وذلك لنتتبع تأثير زمن التعرض بشكل دقيق. يبين الشكل (6) تغير درجات الحرارة مع الزمن، وهو ما يسمح بدراسة أثر زمن التعرّض بشكل كمّي. نلاحظ أن درجة الحرارة تزداد بشكل أسّي مع الزمن لتصل حالة من الاستقرار بعد انقضاء 300 ثانية تقريباً،

يبين الشكل (3) نتائج التوزيعات المحيطية والمحورية لدرجات الحرارة الظاهرة في طبقات الجلد بعد تشعيع المنطقة باستخدام طولين موجيين موجيين (532 و 800 نانو متر) وقيمتين للشدة (1 و 2 واط/مم<sup>2</sup>).



الشكل (3) الانتشار الحراري القطري والمركزي الناتج عن الإشعاع الليزري عند مركز تطبيق الإشعاع الليزري ( $r=0, z=0$ )

نلاحظ من جهة أولى الأثر الواضح لزيادة لشدة الإشعاع الليزري، وهو ما يسبب زيادة في درجات الحرارة لا تقل عن 20% على كلا التوزيعين. من جهة ثانية، تبدو درجات الحرارة بالاتجاه القطري أكثر استقراراً مع نسبة انخفاض لا تزيد عن 4% بين بداية ونهاية المقطع المدروس. بالمقابل، يتضح من توزيع درجات الحرارة بالاتجاه المحوري أن الإشعاع الليزري كان أكثر تركيزاً على البؤرة المشععة، وأنّ التبدد الحراري باتجاه العمق يحدث بشكل أكثر وضوحاً، حيث تلاحظ نسبة اختلاف 30% ما بين مركز منطقة التطبيق ونهاية المقطع.

يبين الشكل (4) توزيع الحرارة والإجهادات المكافئة عند الأطوال الموجية المذكورة والشدات (1 و 2 واط/مم<sup>2</sup>) وزمن تعرّض 30 ثانية. نلاحظ توزّع درجة الحرارة العظمى على السطح الخارجي للجلد لدى استخدام الطول الموجي 532 نانومتر، ويعزى ذلك لامتلاك الجلد معامل امتصاص أعلى للطول الموجي 532 منه عند الطول الموجي 800 نانومتر.

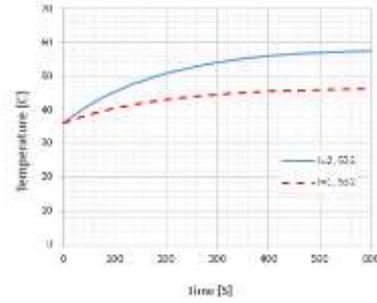
معاملات الامتصاص الحراري لطبقات الجلد، ولذلك تظهر القيم المنتجة ما بين هذين الطولين الموجبين قريبة من بعضها مع تباين لا يزيد عن 2%.

بشكل عام، تعتمد المعالجة الليزرية الحرارية على خطوتين: خلال المراحل المبكرة للمعالجة الليزرية الحرارية، يبدو أنه يتم تسخين النسيج مباشرة وذلك ضمن عمق الامتصاص الضوئي وأن الحرارة لا تنتشر بشكل عميق ضمن النسيج، إلا أنه ومع مرور الزمن، يبدو أنه يصبح من الممكن انتشار الحرارة بشكل أعمق ضمن النسيج. بالإضافة لذلك، تقوم التروية الدموية بدور تبريدي يحول دون ازدياد درجات الحرارة فوق الحدود المسموحة.

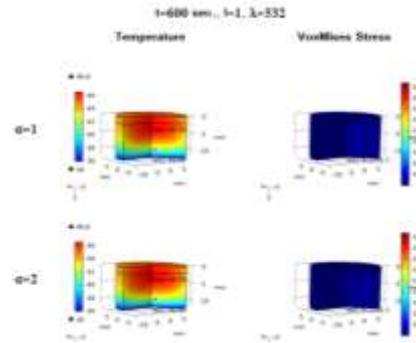
من جهة ثانية، تقترح نتائج المحاكاة بأن درجة الحرارة العظمى تتوضع ضمن منطقة التعرض المركزية، في حين يبدو بأن درجة الحرارة تسعى للتناقص لدى الابتعاد عن منطقة التعرض وذلك بسبب النسيج الحيوية المحيطة وذلك عند استخدام جميع الأطوال الموجية المدروسة والشدات المحددة. في الواقع، يمكن أن تزداد درجات الحرارة ضمن الطبقات العميقة بسبب انتشار الحرارة من البقعة المركزية إلى النسيج المحيطة والذي يمثل منطقة باردة بالمقارنة مع منطقة التعرض.

على نحو خاص، يؤثر التوزيع الحراري الطولاني بانتشار الحرارة خلال الطبقات المختلفة للنسيج ومما يجب ملاحظته تناقص حجم بقعة التركيز الحراري بازدياد طول الموجة. يعد حقل التدرج الحراري بالاتجاه الطولاني أكثر تأثيراً من الاتجاه العرضي وذلك بسبب تعرض السطح العلوي للجلد لمحدد حراري من النوع الحملّي Convective، وهو ما يسبب حمل الحرارة ويشكل مستمر باتجاه النسيج المحيطة. مما يجب ذكره أيضاً أن مستويات شدة الليزر يمكن أن تؤدي إلى زيادة في امتصاص الطاقة، مما يسبب ازدياد في درجات الحرارة والانتشار الحراري وذلك عند جميع الأطوال الموجية.

كما نؤكد على زيادة الشدة بمقدار 1 واط/م<sup>2</sup> قد تسببت بزيادة درجة الحرارة بنسبة بلغت 27%.



الشكل (6) تغيرات درجة الحرارة مع الزمن عند شدتي 2،1 واط/م<sup>2</sup> والطول الموجي 532 نانومتر عند مركز نقطة تطبيق الإشعاع الليزري يبين الشكل (7) آثار نصف قطر حزمة الليزر وشدة الليزر، حيث يتم إظهار تمثيل توزع ثلاثي الأبعاد لدرجات الحرارة والإجهادات المكافئة عند زمن تعرض 600 ثانية وطول موجي 532 نانومتر. نلاحظ بأن زيادة نصف قطر الحزمة يسبب ارتفاعاً في موضع درجة الحرارة الأعظمية، فيما تتغير قيمتها على نحو بسيط (1%). بالمقابل، يبدو جلياً أن زيادة شدة الحزمة الليزرية تؤدي إلى ارتفاع ملحوظ في موقع درجة الحرارة العظمى والتي تتوضع على الطبقة العلوية للجلد.



الشكل (7) التوزيع اللوني لدرجات الحرارة والإجهادات المكافئة عبر طبقات النموذج عند الزمن 600 ثانية عند شدتي 2،1 واط/م<sup>2</sup> والطول الموجي 532 نانومتر

يتضح من الأشكال السابقة أيضاً بأن الأطوال الموجية 532 و 800 نانومتر تبدي عموماً نماذج متماثلة للانتشار الحراري، وذلك يعزى إلى الاختلافات البسيطة ما بين قيم

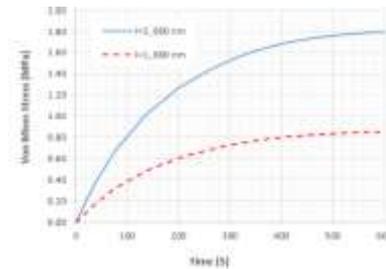
## 2-4 تحليل الأثر الميكانيكي

## 1-2-4-4 توزع الإجهادات المكافئة:

تظهر نتائج المحاكاة في الأشكال (8 حتى 10) وهي تبين توزع القيم الأعظمية للإجهادات المكافئة على السطح العلوي للجلد والمتعرض للليزر وذلك عند جميع الحالات سواء كانت درجة الحرارة الأعظمية متوضعة على السطح أو ضمن النسيج.

يبين الشكل (8) تغير الإجهادات المكافئة (عند  $z=0$  و  $r=0$ ) وذلك مع تغير الزمن وعند الطول الموجي 800 نانومتر وشدات ليزر 1 و 2 واط/مم<sup>2</sup> وعرض حزمة 1 مم.

يمكن ملاحظة الازدياد الأسي للإجهادات مع انقضاء الزمن وبنسبة تباين لا تقل 50% بين الشدتين المدروستين، وبذلك تزداد الإجهادات الميكانيكية بشكل أكثر تأثيراً من الحرارة. من جهة ثانية، نلاحظ وصول الإجهادات المكافئة لحالة من الاستقرار بعد انقضاء زمن يقارب 400 ثانية، وهو يؤكد تبعية التأثير الميكانيكي للأثر الحراري المرتبط بالإشعاع الليزري.



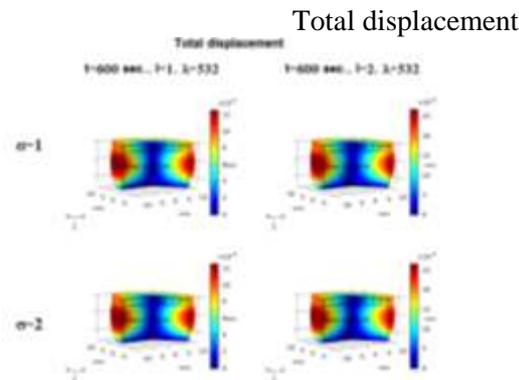
الشكل (8) تغير الإجهادات المكافئة (عند  $r=0$  و  $z=0$ ) مع الزمن عند الطول الموجي 800 نانومتر وشدات ليزر 1 و 2 واط/مم<sup>2</sup> وعرض حزمة 1 مم.

عند دراسة الإجهادات المكافئة وفق الاتجاه القطري، نلاحظ ظهور القيمة الأعظمية في المنطقة المركزية المقابلة لإشعاع التعرض كما نلاحظ تناقص القيم بتناقص المسافة عن السطح، في حين تتلاشى القيم الأعظمية بالاتجاه الطولي لدى ازدياد العمق إلى ما بعد المسافة 3 مم. بالإضافة لذلك

تظهر الاختلافات أكثر وضوحاً بين الشدتين 1 و 2 واط/مم<sup>2</sup> وفق الاتجاه القطري منه وفق الاتجاه الطولي أو المحوري.

## 2-2-4-4 توزع الانتقالات الإجمالية:

يبين الشكل (9) التوزيع ثلاثي الأبعاد للانتقالات الإجمالية في نموذج الجلد بعد التعرض لأطوال موجية 532 و 800 نانومتر والشدتين 1 و 2 واط/مم<sup>2</sup> وعرض الحزمة 1 و 2 مم عند زمن التعرض 600 ثانية. نلاحظ بأن الانزياح الأعظمي متوضع عند حواف الجلد عند الأطوال الموجية 532 و 800 نانومتر، إلا أن موقع الانزياح الأعظمي يدنو إلى الأسفل عند ازدياد مستوى شدة الحزمة الليزرية. لدى زيادة عرض الحزمة الليزرية إلى 2 مم عند نفس الشدة، نلاحظ تحرك القيمة الأعظمية باتجاه العمق، في حين أن تغيير الشدة لا يغير من موقع القيمة الأعظمية.



الشكل (9) التوزيع اللوني لتغيرات الانتقالات الإجمالية في طبقات النموذج عند الطول الموجي 532، 800 نانومتر وشدات ليزر 1 و 2 واط/مم<sup>2</sup> وعرض حزمة 1، 2 مم.

يبين الشكل (10) الانزياح الإجمالي (عند إحداثيات  $Z=0$ ،  $r=0$ ) عند انقضاء زمن التحليل وقيم عرض حزمة 1 و 2 مم وطول موجة

532 نانومتر وشدة إشعاع 2 واط/مم<sup>2</sup>. نلاحظ ازدياد القيمة الأعظمية للانزياح الإجمالي عند عرض حزمة 2 مم بالمقارنة مع القيمة 1 مم.

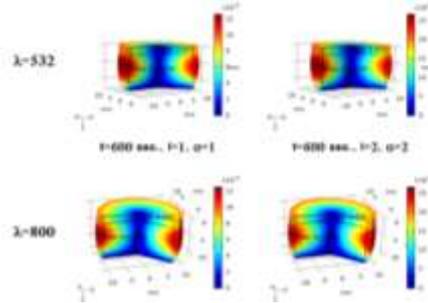
بين الشدة والزمن بغية الحصول على درجة الحرارة الأعظمية المناسبة للعلاج.

يبدو أن النبضات القصيرة لشعاع الليزر توفر طاقة عالية جداً إلى الموقع المستهدف في فترة زمنية قصيرة، وبالتالي فهي تحدد المنطقة المتأثرة بالحرارة بشكل مناسب. مكن التحليل الحراري لشعاع الليزر النبضي أيضاً من دراسة الآثار الحرارية والميكانيكية خلال فاصل زمني تراوح بين 30 و 600 ثانية في هذه الدراسة.

التأثير الحراري الضوئي هو التأثير الأكثر انتشاراً في تفاعلات أنسجة الليزر. تم تحليل ذلك باستخدام النموذجين المقدمين. يعطي تكامل أرهينوس مقياساً لجزء الأنسجة التالفة ونموذج الجرعة الحرارية الفعالة المتساوية الذي يعطي الفترة الزمنية التي يتعرض فيها النسيج لدرجة حرارة أعلى من حد الضرر. إن فهم تباين التفاعل الحراري الضوئي مطلوب للحد من المنطقة المتأثرة بالحرارة أثناء عملية تشعيع الليزر. تم الأخذ بعين الاعتبار الدراسة البارامترية التي تتضمن التردد وعرض النبضة شدة إشعاع النبضة.

تم استخدام ميزة اقتران COMSOL Multiphysics لمحاكاة التفاعل الميكانيكي الضوئي، حيث تم إقران وحدة "نقل الحرارة" بوحدة "التحليل الميكانيكي الصلب"، وقد تبين بأن الإجهاد المكافئ يصل إلى قيم عالية جداً تقارب 5 MPa ثم ينخفض تدريجياً مع زيادة المسافة من نقطة التشعيع. تم تحليل التباين في موجة الإجهاد الناتجة عن شعاع الليزر النانوي عند عدة قيم لعرض النبضة وشدة الإشعاع النبضي الليزري.

لقد تغلب نموذج تشعيع الليزر النبضي الحالي على أوجه القصور السابقة من خلال دمج تأثير النبضات الفردية في الحصول على توزيع درجة الحرارة الناتج عن استخدام الليزر النبضي. يجب مراعاة تأثير وجود الأوعية الدموية لدى دراسة تباينات التوزيعات الحرارية والميكانيكية ضمن منطقة التشعيع وذلك بدراسة التوزيعات الحرارية والميكانيكية عند عدة قيم



الشكل (10) التوزيع اللوني لتغيرات الانتقالات الإجمالية في طبقات النموذج عند الطول الموجي 532، 800 نانومتر والزمن 600 ثانية وعرضي حزمة 1، 2 مم

### 5-الخلاصة والآفاق المستقبلية:

في هذا البحث، تمت دراسة التأثيرات الحرارية الضوئية والميكانيكية الضوئية للتشعيع بالليزر ذي النبضات القصيرة على الأنسجة الطبيعية. تمت دراسة المنطقة المتأثرة بالحرارة في الأنسجة نتيجة للإشعاع بالليزر لمجموعة من متغيرات الليزر، والتي تشمل عرض النبضة وشدة الإشعاع وتردد شعاع الليزر بالإضافة إلى زمن التعرض. يتراوح عرض النبضة بين 1 و 2 ميليمتر، وشدة الإشعاع الليزري من 1 إلى 2 واط/مم<sup>2</sup> عند الأطوال الموجية 532 و 800 نانومتر. تم إجراء محاكاة عددية باستخدام نموذج العناصر المنتهية تم تطويره في برنامج COMSOL Multiphysics نظراً لوجود أدوات داعمة لدراسة الانتشار الحراري مع آليات دمج مع التحليل الميكانيكية السكونية والحركية.

تم الحصول على توزيع درجة الحرارة الناتجة عن الإشعاع الليزري باستخدام معادلة بنس لنقل الحرارة الحيوية. تم التحقق من دقة النموذج المطور من خلال دراسة توزيعات درجة الحرارة والإجهادات الميكانيكية المكافئة، كما تم أيضاً دراسة التشوهات الميكانيكية.

تظهر النتائج الدور الهام والأساسي لزمن التعرض وشدة الإشعاع الليزري في الوصول إلى درجة الحرارة المناسبة للعلاج، كما أكدت الدراسة على الدور التفاعلي المتوازن ما

التمويل: هذا البحث ممول من جامعة دمشق وفق رقم التمويل (501100020595).

للتدفقات الدموية التي تلعب دوراً مبدّداً للحرارة. يمكن استخدام النموذج الميكانيكي الضوئي الذي تم تطويره لنمذجة التوزعات الحرارية والميكانيكية في التطبيقات الأخرى القائمة على الليزر مثل معالجة الأورام أو توصيل الأدوية عبر الجلد التي تتضمن استخدام تطبيقات نبضات ليزيرية أقصر ضمن مجال البيكوثانية.

## References

- [1] C. H. Townes, "The first laser," in *A Century of Nature: Twenty-One Discoveries that Changed Science and the World*, 2003.
- [2] T. Maiman, "Stimulated optical radiation in ruby," *Nature*, pp. 493-494, 1960.
- [3] F. Duarte, "Broadly Tunable External-Cavity Semiconductor Lasers," in *Tunable Laser Applications*, Boca Raton, CRC Press, 2008, pp. 143-177.
- [4] L. Goldman, "Dye Lasers in Medicine," in *Dye Laser Principles*, 1990, pp. 419-32.
- [5] A. Costella, "Medical Applications of Dye Lasers," in *Tunable Laser Applications*, 2008, pp. 227-244.
- [6] J. Thomas, "Biological Microscopy with Ultrashort Laser Pulses," in *Tunable Laser Applications*, 2008, pp. 245-80.
- [7] K. Matthewson, P. Coleridge-Smith, T. Northfield and S. Bown, "Comparison of continuous-wave and pulsed excitation for interstitial neodymium-YAG laser-induced hyperthermia," *Lasers in Medical Science*, vol. 1, no. 3, pp. 197-201, 1986.
- [8] M. Panjehpor, B. Overholt, R. Denovo, M. Peterson and R. Sneed, "Comparative study between pulsed and continuous wave lasers for Photofrin® photodynamic therapy," *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 13, no. 3, pp. 296-304, 1993.
- [9] Huang et al, "Comparative study of photothermolysis of cancer cells with nuclear-targeted or cytoplasm-targeted gold nanospheres: continuous wave or pulsed lasers," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 15, no. 5, 2010.
- [10] M. Jaunich , S. Raje , K. Kim, K. Mitra and Z. Guo, "Bio-transfer analysis during short pulse irradiation of tissues," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 51, no. 5521, p. 5511, 2008.
- [11] A. Sajjadi, K. Mitra and M. Grace, "Ablation of subsurface tumors using an ultra-short pulse laser," *Optics and Lasers in Engineering*, vol. 49, no. 3, pp. 451-456, 2011.
- [12] M. Khan, R. Sink, D. Manstein and E. D, "Intradermally Focused Infrared Laser Pulses: Thermo Effects at Defined Tissue Depths," *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 36, pp. 270-280, 2005.
- [13] H. Sun, N. Hosszufalusi, E. Mikula and T. Juhasz, "Simulation of the temperature increase in human cadaver retina during direct illumination by 150-kHz femtosecond laser pulses," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 10, 2011.
- [14] R. Eze and S. Kumar, "Laser transport through thin scattering layers," *Applied Optics*, vol. 49, no. 3, pp. 358-368, 2010.
- [15] Shafirsten et al, "A New Mathematical Approach to the Diffusion Approximation Theory for

- Selective Photothermolysis Modeling and Its Implication in Laser Treatment of Port-Wine Stains," *Lasers in Surgery and Medicine*, vol. 34, pp. 335-347, 2004.
- [16] Wongchadukul, Patcharaporn, Phadungsak Rattanadecho, and Teerapot Wessapan. "Implementation of a Thermomechanical Model to Simulate Laser Heating in Shrinkage Tissue (Effects of Wavelength, Laser Irradiation Intensity, and Irradiation Beam Area)." *International Journal of Thermal Sciences*, vol. 134, pp. 321-36, 2018.
- [17] Keangin, P., T. Wessapan, and P. Rattanadecho. "Analysis of Heat Transfer in Deformed Liver Cancer Modeling Treated Using a Microwave Coaxial Antenna." *Applied Thermal Engineering*, vol. 31, pp. 3243-54, 2011.
- [18] Chen, Kun, Yanmei Liang, Wenbin Zhu, Xiaolin Sun, and Tao Wang.. "Simulation of Temperature Distribution in Skin under Laser Irradiation with Different Wavelengths." *Optik* vol. 125, pp. 1676-79, 2014.