



دراسة تأثير تردد التشغيل على هوائي الإبرة المُستخدم في علاج الأورام الكبدية باستخدام الموجات الدقيقة.

*سدينة بشير الهادي المبروك و محمد مسعود أبوالعوينات و إيمان عبد السلام محمد عبدالكريم

قسم الفيزياء، كلية العلوم، جامعة سبها، ليبيا

الكلمات المفتاحية:

الإتلاف بالموجات الدقيقة
ترددات الطبية
علاج الحراري
معادلة الحرارة الحيوية
هوائي الإبرة

المُلخَص

الإتلاف بالموجات الدقيقة (MWA) هو نوع من أنواع العلاج الحراري، وهي عملية تُستخدم الحرارة الناتجة من طاقة الموجات الدقيقة لتدمير الخلايا السرطانية، يتم إدخال هوائي الإبرة (هوائي متحد المحور) في الأنسجة البيولوجية، ويمتص الإشعاع المنبعث من الهوائي بواسطة الأنسجة ويؤدي إلى تسخين الخلايا السرطانية. استهدفت هذه الورقة دراسة التفاعل بين الموجات الكهرومغناطيسية مع الأنسجة لعلاج سرطان الكبد، وتم ذلك بإجراء محاكاة رقمية ثنائية الأبعاد باستخدام طريقة العناصر المحددة، وتُستخدم معادلات ماكسويل ومعادلة الحرارة الحيوية لتقدير المجال الكهربائي وتوزيع درجة الحرارة في أنسجة الكبد، وتتولد الحرارة بواسطة الهوائي لتدمير الخلايا السرطانية، إضافةً إلى ذلك تم دراسة تأثير تردد التشغيل على أداء هوائي الإبرة (هوائي متحد المحور)، وذلك بتحليل الآثار الكهربائية والحرارية لمعرفة معدل الامتصاص النوعي (SAR)، وتوزيع درجة الحرارة في أنسجة الكبد، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية. وقد أوضحت النتائج العددية أن كثافة القدرة الممتصة، التوزيع السطحي لدرجة الحرارة ومعدل الامتصاص النوعي وأيضاً الجزء المتلف من الورم تتأثر بتردد التشغيل، وبيّنت النتائج أن العلاقة بين زمن التسخين للورم مع قطر المُتلف الذي تم تدميره 100% كان أفضل زمن مُستخدم عند $t=10\text{min}$ ، حيث تبين أن هذا الزمن أفضل زمن لحجم الورم الذي تحت الدراسة بعد استخدامه، وكان أكبر قطر مُتلف عند زيادة التردد $d=20\text{mm}$.

Study Of the Effect of Operating Frequency on The Needle Antenna Used in The Treatment Hepatic Tumors by Microwave

*S.B.Almabrok, M.M.Abulaweenat, Y.A.Abdulkarim

Department of Physics, College of Science, Sebha University, Libya

Keywords:

Microwave Ablation
Medical Frequencies
Hyperthermia Treatment
Bioheat Equation
Needle Antenn

ABSTRACT

Microwave ablation (MWA) is a type of heat therapy, and it is a process that uses heat from microwave energy to destroy cancer cells, a coaxial antenna (needle) is inserted into biological tissues, and the radiation emitted from the antenna is absorbed by the tissues and causes the cancer cells to heat up. This paper aimed to study the interaction between electromagnetic waves with tissues for treating liver cancer, and this was done by performing a two-dimensional digital simulation using the finite element method, and Maxwell's equations and bio-temperature equation are used to estimate the electric field and temperature distribution in liver tissues, and the heat is generated by the antenna to destroy the cancer cells. In addition, the effect of operating frequency on the performance of the needle antenna was studied by analyzing the electrical and thermal effects to find out the specific absorption rate (SAR), the temperature distribution in the liver tissue, and the damaged portion of the cancer cells. The numerical results showed that the absorbed power density, the surface distribution of the temperature and the specific absorption rate, as well as the damaged part of the tumor are affected by the operating frequency, and the results showed that the relationship between the heating time of the tumor with the diameter of the destroyer that was destroyed was 100% the best time used at $t = 10\text{min}$. As it was found that this time

Corresponding author:

E-mail addresses: Sed.Almabrok@sebhau.edu.ly, (M.M.Abulaweenat) moh.abulaweenat@sebhau.edu.ly

, (Y.A.Abdulkarim) ema.abdulkarem@sebhau.edu.ly

Article History : Received 24 April 2022 - Received in revised form 28 June 2022 - Accepted 03 October 2022

مقدمة:

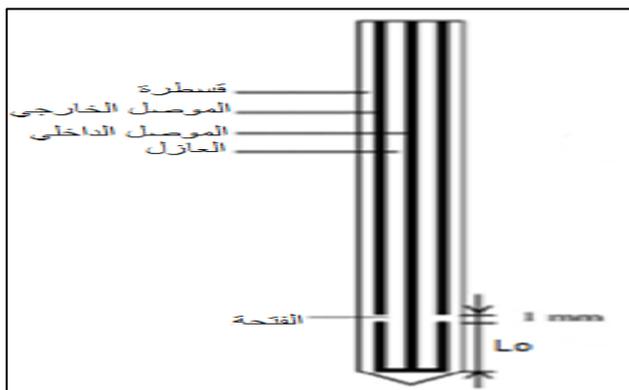
وأشارت نتائجهم إلى أنه يتم إنشاء منطقة استئصال أكبر عند استخدام هوائي متحد المحور مع فتحة واحدة عند 2.45 جيجا هيرتز. في عام (2017) درس Yingxu و آخرون في أبحاثهم العددية والتجريبية أداء هوائي ثلاثي الفتحات، وقارنوها بهوائي فتحة واحدة بتردد تشغيل قدره 433 ميغا هيرتز. لقد أظهرت النتائج أن هوائي ثلاثي الفتحات قد خلق منطقة إتلاف على شكل إهليجي كانت أطول من تلك التي استخدم فيها هوائي ذو فتحة واحدة [8]. قُدم Dainel C وآخرون في عام (2019) دراسة نظرية وعملية عن مقارنة أداء الهوائي باستخدام التردد 2.45GHz والتردد 5.8GHz من حيث توزيع درجة الحرارة وطاقة الموجات الدقيقة الممتصة ومعدل الامتصاص النوعي، وأيضاً المنطقة المتلفة من خلايا الورم [9].

تهدف هذه الورقة إلى دراسة تأثير تردد التشغيل على أداء هوائي الإبرة (هوائي متحد المحور) المستخدم في علاج الأورام الكبدية بأشعة الموجات الدقيقة، بهدف معرفة توزيع درجة الحرارة، ومعدل الامتصاص النوعي (SAR)، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية.

المواد وطرق العمل

وصف النموذج المستخدم في علاج الأورام الكبدية بالموجات الدقيقة العلاج الحراري بالموجات الدقيقة حيث يستخدم الحرارة الناتجة منه لقتل خلايا الورم، ويعتمد على استخدام هوائي الإبرة (هوائي متحد المحور) (MCA) حيث يتم إدخاله في الأنسجة البيولوجية. هذا الهوائي يشع الطاقة في جميع أنحاء النسيج البيولوجي، ويتم تحويل هذه الطاقة إلى حرارة التي تغزو الأنسجة. وتستخدم هذه الهوائيات (MCA) إلى حد كبير لمزاياها، ومن مزاياها انخفاض تكلفة التصنيع، أبعادها صغيرة، تصميمها البسيط، وفائدتها للمعالجة [10].

يوضح الشكل (1) تصميم الهوائي الإبرة (هوائي متحد المحور) المستخدم. يتكون الهوائي من موصل داخلي وخارجي، والعازل كهربي بينهما، وموصل خارجي يحتوي على فتحة على شكل حلقة بارتفاع (1mm) تم قطعها على الموصل الخارجي عند ارتفاع (5.5mm) على الهوائي. تحيط القسطرة البلاستيكية (polytetrafluoroethylene (PTFE)) بالهوائي، وقيم السماحية النسبية للعازل الكهربي والقسطرة هي 2.03 و 2.1 على التوالي [11,12]. يعمل الهوائي بتردد 2.45 جيجا هيرتز. وتم إعطاء جميع أبعاد الهوائي في الجدول (1).



الشكل (1): تصميم الهوائي الإبرة [13].

على مدى العقود القليلة الماضية لوحظ استخدام أكثر للمجالات الكهرومغناطيسية في الفروع المختلفة من العلوم والتكنولوجيا، ويمكن التعرف على الاستخدام المفيد للمجالات الكهرومغناطيسية عند الترددات المختلفة في العديد من أنظمة الاتصالات الراديوية، ونقل البيانات اللاسلكية وكذلك بعض الأغراض العلاجية [1]. ومن الأمثلة الممتازة هو العلاج الحراري للسرطان، وذلك بالتسخين الكهرومغناطيسي، ويتم من خلال تطبيق موضعي على نسيج الورم غالباً بالاشتراك مع العلاج الكيميائي أو العلاج الإشعاعي [2]. الهدف من العلاج الحراري هو إتلاف الورم ويعرف بأنه تسخين الأنسجة المستهدفة إلى مستويات عالية لتلف هذه الأنسجة. إن التقدم والتطورات الحديثة في الأنظمة والتكنولوجيا للهوائي المستخدم للعلاج الحراري أعطى للأطباء فرصة أكبر للتأثير على كميات أكبر من الأنسجة في وقت أقل مع أنظمة الموجات الدقيقة (MW) [3]. لقد أظهر الإتلاف بالموجات الدقيقة خياراً قِيماً للعلاج في الكبد والكلى والثدي والعظام والرئة، وإن الإتلاف هو الاستهداف المباشر للأورام ويُمارسه كل من أطباء الأشعة التداخلية والجراحين. ويتم تكييف نظام ارتفاع الحرارة السريري متعدد الاستخدامات مع أفران موجات الدقيقة لعلاج السرطان داخل الجسم، حيث إن الطاقة التي يشعها الموجات الدقيقة هي وسيلة فعالة لتسخين الورم. في الواقع، بما أن الأنسجة عبارة عن مادة موصلة كهربائياً، فإن جزءاً من هذه الطاقة المشعة يتبدد داخل الأنسجة ويؤدي إلى زيادة درجة حرارتها. إضافةً إلى ذلك، يمكن توفير الموجات الدقيقة للأنسجة بواسطة هوائيات محددة تقع بالقرب من الأنسجة أو يتم إدخالها في الأنسجة المراد معالجتها. وفقاً لحجم الورم وموقعه في الجسم، يمكن استخدام واحد أو أكثر من هوائيات الموجات الدقيقة لعلاج الورم. عند تنشيط هوائي الموجات الدقيقة، يتم تسخين الأنسجة التي تحتوي على محتوى الماء والتي تتعرض لكميات كبيرة من طاقة الموجات الدقيقة [5,4].

الدراسات السابقة التي تناولت فيما يخص تأثير تردد التشغيل على أداء الهوائي الإبرة المستخدم في علاج الأورام بالموجات الدقيقة، دراسة قدمها Piotr GAS في عام (2012) عن تقييم ومقارنة توزيعات درجة الحرارة للأنسجة المختلفة التي يتم علاجها بارتفاع حرارة بطاقة الموجات الدقيقة، تم عرض نتائج المحاكاة لثلاثة ترددات للموجات الدقيقة الأساسية لأجهزة تسخين الأنسجة، وأُضحت هذه الورقة أيضاً التوصيات الأساسية لترددات الموجات الدقيقة المستخدمة في تطبيقات المعدات الصناعية والعلمية والطبية (ISM) من قبل الاتحاد الدولي للاتصالات (ITU). وفقاً للاتحاد الدولي للاتصالات، صُممت أجهزة ISM النموذجية لتوليد واستخدام طاقة الموجات الدقيقة محلياً لتطبيقات ارتفاع الحرارة في ثلاثة نطاقات تردد: (928MHz - 902 MHz) في الولايات المتحدة الأمريكية و(2500 MHz - 2400 MHz) في جميع أنحاء العالم، ولكن في الممارسة الطبية ترددات 434 MHz، 915 MHz و 434 MHz. قام Curto في عام (2015) بتقييم دراسة عن مقارنة بين الاختلافات في الاستئصال بالموجات الدقيقة عند 915 ميغا هيرتز و 2.45 جيجا هيرتز، مع قدرة 30 وات تستخدم عند دخل الهوائي [7].

الموجات للعلز الكهربي حيث $\omega = 2\pi f$, $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ و f التردد التشغيل، و λ طول الموجي.

في أنسجة الكبد، يحتوي المجال الكهربائي أيضاً على عنصر محوري محدود، في حين أن المجال المغناطيسي في اتجاه الزاوية. باستخدام معادلات ماكسويل، يتم أخذ معادلة الموجة على شكل المعادلة العددية على النحو التالي [14,13]:

$$\nabla \times \left[\left[\epsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \right]^{-1} \nabla \times \vec{H}_\phi \right] - \mu_r K_0^2 \vec{H}_\phi = 0 \quad (4)$$

حيث K_0 هو رقم الموجي في فراغ محدد ويعطى:

$$K_0 = \omega \sqrt{\epsilon_0 \mu_0} \quad (5)$$

تنبعث طاقة الموجات الدقيقة من فتحة الهوائي التي تتصل بمولد الموجات الدقيقة. وتنتشر طاقة الموجات الدقيقة من خلال MCA في أنسجة الكبد، حيث تعتبر الشروط الحدية لتحليل انتشار الموجات الكهرومغناطيسية كما يلي:

عند مدخل MCA، يُنظر في انتشار الموجات TM مع قدرة إدخال بالموجات الدقيقة تبلغ 10 وات. يتم تطبيق حد التماثل المحوري [13] عند $r=0$:

$$\vec{E}_r = 0 \quad (6)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial r} = 0 \quad (7)$$

يتم استخدام شروط الحدود المنتشرة على طول الجوانب الخارجية لحدود الكبد لمنع الانعكاس الأشعة:

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi = -2 \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi \quad (8)$$

حيث \vec{H}_ϕ هو مجال المغناطيسي المنتشر من الهوائي ويعطى بالعلاقة:

$$\vec{H}_\phi = \frac{1}{Z r} \sqrt{\frac{Z P_{in}}{\pi \ln(r_2/r_1)}} \quad (9)$$

في المعادلة السابقة، يكون إجمالي الطاقة المدخلة (P_{in}) في العازل، بينما r_1 و r_2 هما نصف القطر الداخلي والخارجي للعازل على التوالي. علاوة على ذلك، تشير Z إلى مقاومة الموجات للعازل الكهربائي [14,6] التي تعرف بأنها

$$Z = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_r}} = \frac{120\pi}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (10)$$

من أجل التبسيط والقضاء على الخطأ العددي، يتم تصميم الموصلات الداخلية والخارجية للهوائي كجدار موصل كهربائي مثالي (PEC):

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (11)$$

إن معادلة بينز للحرارة الحيوية، التي أدخلها (Pennes) [15] بناءً على معادلة انتشار الحرارة، هي تستخدم لتحليل انتقال الحرارة في الأنسجة البيولوجية كما في [16]. تصف معادلة الحرارة الحيوية العابرة بشكل فعال كيفية انتقال الحرارة في أنسجة الكبد. يمكن كتابة المعادلة على النحو

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (K_{th} \nabla T) + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (12)$$

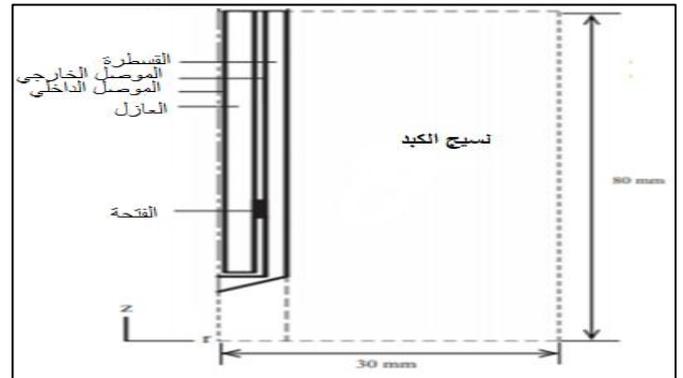
المصطلحات الأولى والثانية والثالثة والرابعة على الجانب الأيمن تشير إلى التوصيل الحراري، وتبديد الحرارة عن طريق تدفق الدم، ومصدر الحرارة الأيضية ومصدر الحرارة الخارجي (توليد الحرارة بواسطة المجال الكهربائي)، على التوالي.

يمكن أن نعتبر أن قسطرة الهوائي (PTFE) عبارة عن عازل حراري وأن تحليل نقل الحرارة يقتصر على مجال أنسجة الكبد؛ لذلك هناك حاجة إلى الخصائص الحرارية فقط لأنسجة الكبد والدم. ومعدل توليد الحرارة الأيضية صغير جداً يمكن إهماله، ومصدر الحرارة الخارجي يساوي الحرارة المقاومة الناتجة عن المجال الكهرومغناطيسي والتي يمكن تعريفها على النحو

الجدول (1): تبين أبعاد الهوائي المستخدم [11].

الخاصية	القيمة
قطر الموصل المركزي	0.29mm
قطر الداخلي للموصل الخارجي	0.94mm
قطر الخارجي للموصل الخارجي	1.19mm
قطر القسطرة	1.79mm
طول الهوائي	70mm

يوضح الشكل (2) وصف النموذج المستخدم، حيث تعتبر أنسجة الكبد كتصميم اسطواني. لها دائرة نصف قطرها 30mm وارتفاعها 80mm، ويتم إدراج MCA في نسيج الورم الكبدي عند $z=10\text{mm}$ وبالتالي فتحة الهوائي تكون عند $z=15.5\text{mm}$ في النموذج المستخدم. ويُنظر في هذا العمل إلى نموذج تماثل محوري، مما قلل من وقت الحساب مع الحفاظ على دقة جيدة والطبيعة الكاملة ثلاثية الأبعاد للمجالات. يفترض النموذج أن MCA مغمورة في نسيج بيولوجي في المكان المحدد [11].



الشكل (2): تصميم النموذج المستخدم.

2. صياغة النموذج المستخدم رياضياً

تمت صياغة نموذج رياضي للتنبؤ بقدرة الموجات الدقيقة التي تمتصها أنسجة الكبد من MCA وتوزيع درجة الحرارة في أنسجة الكبد في إطار عملية MWA. كخطوة بدائية للدراسة، يتم وضع بعض الافتراضات لتبسيط التحليل وإن أنسجة الكبد هي مادة حيوية متجانسة. يمكن حل مجموعة المعادلات التي تصف انتشار الموجة الكهرومغناطيسية ونقل الحرارة من خلال طريقة العناصر المحددة (FEM) وإيجاد الحل العددي لهذه المعادلات المقترنة، تم بواسطة برنامج محاكاة في كمبيوتر هو (Comsol multiphysics) [12,11].

تحكم معادلات ماكسويل علاقات المجالين الكهربائي والمغناطيسي المتغيرين زمنياً ومكانياً مع الشحنات والتيارات المرافقة للموجة الكهرومغناطيسية، أي يصبح المجالين الكهربائي والمغناطيسي مقرونين ببعضهما البعض، فالمجال الكهربائي المتغير مع الزمن ينتج مجالاً مغناطيسياً متغيراً مع الزمن، وكثافة تدفق المغناطيسي متغيرة تنتج تغيراً في المجال الكهربائي [13].

تتميز الموجة الكهرومغناطيسية المنتشرة من MCA بمجالات كهرومغناطيسية عرضية (TEM) في أنسجة الكبد. تعطى بالمجال الكهربائي \vec{E} والمجال المغناطيسي \vec{H} [11]:

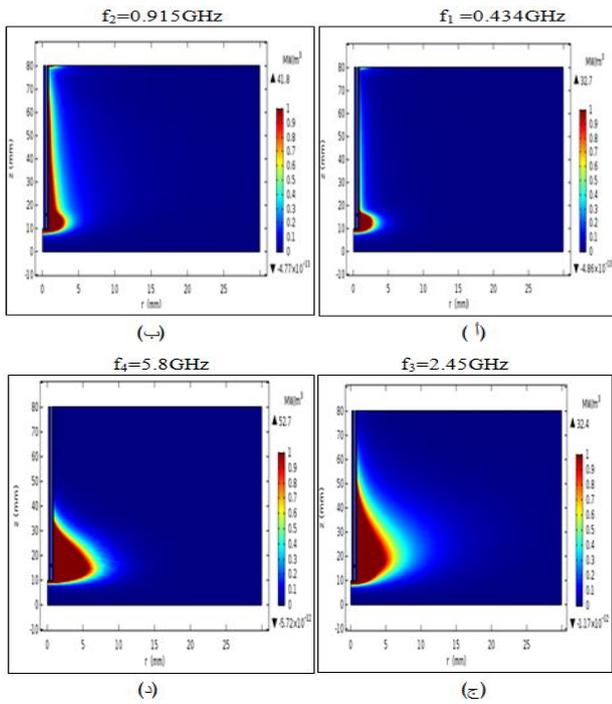
$$\vec{E} = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (1)$$

$$\vec{H} = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (2)$$

$$P = \int_{r_{inner}}^{r_{outer}} \text{Re} \left(\frac{1}{2} \vec{E} \times \vec{H}^* \right) 2\pi r dr = e_z \pi \frac{C^2}{Z} \ln \left(\frac{r_{outer}}{r_{inner}} \right) \quad (3)$$

حيث k العدد الموجي، و ω التردد الزاوي، و c سرعة الموجة، و Z مقاومة

(0.915, 0.434) جيجا هيرتز توزيع كثافة القدرة المفقودة أقل بكثير من التوزيع الموجود في تردد 2.45GHz بحيث لا يتعدى 5mm في المسافة الأفقية، أما التردد 5.8GHz فيعطي التوزيع قدرة مُشابهة إلى حد ما للتردد 2.45GHz؛ ذلك بسبب أن الطول الموجي الأقصر عند التردد 5.8GHz، لذلك نلاحظ أن زيادة أو نقصان تردد التشغيل عن التردد الأساسي 2.45GHz يؤثر بشكل مباشر على التوزيع السطحي للقدرة ومن ثم على عرض منطقة الإلتلاف للورم؛ أي المسافة الأفقية، وهذا يعزى إلى تردد القطع 2.45GHz الذي صُممت عليه أبعاد هوائي الإبرة المُستخدم لنقل طاقة الموجات الدقيقة من المصدر إلى النسيج.



الشكل (3): يُبين التوزيع السطحي لكثافة القدرة المفقودة حيث (أ) عند (f1)، (ب) عند (f2)، (ج) عند (f3)، و(د) عند (f4).

• توزيع معدل الامتصاص النوعي (Specific absorption rate) (distribution SAR)

الشكل (4) يوضح تغير معدل الامتصاص النوعي مع طول المسافة الأفقية من فتحة الهوائي عند جميع ترددات التشغيل، مع ثبوت المسافة الرأسية عند z=16mm مركز الفتحة التي تخرج منها أشعة الموجات الدقيقة وكانت P=10W، بلغت قيمة SAR القصوى التي تم تسجيلها عند الترددات المستخدمة f4, f3, f2, f1 على التوالي (39.6, 10.9, 5.13, 3.75) KW/Kg ذلك عندما كانت r=1mm وذلك بالقرب من موضع الفتحة. بعد ذلك تنخفض قيم SAR بسرعة بالبُعد عن الهوائي وسجلت أدنى قيمة لها عند r=30mm عند الترددات f4, f3, f2, f1 على التوالي (0.0016, 0.00038, 0.00007, 0.0032).

نلاحظ أن قيمة (SAR) عند هذه المسافة (r=30mm) لا تتعدى القيمة المسموح بها عالمياً في المدى (1.6-2) W/Kg لكل جرام في الأنسجة البيولوجية [19]، وتصل كتلة نسيج الكبد جسم الإنسان ما بين (1200g-1500g)، وبالتالي تكون قيمة (SAR) عند هذه المسافة (r=30mm) لا تتعدى (3-2.4) KW/Kg [20].

التالي [11]:

$$Q_{\text{ext}} = \frac{1}{2} \sigma_{\text{liver}} |\vec{E}|^2 \quad (13)$$

حيث إن الخواص الكهربائية تؤثر بقوة على زيادة درجة الحرارة [17]. عندما تنتشر أشعة الموجات الدقيقة في أنسجة الكبد، وحيث (σ_{liver}) هي الموصلية الكهربائية في الكبد، يتم امتصاص طاقة الموجات الدقيقة بواسطة أنسجة الكبد وتحويلها إلى توليد حرارة داخلي مما يؤدي إلى ارتفاع درجة حرارة الأنسجة. يمثل SAR القدرة الكهرومغناطيسية لكل وحدة كتل في الأنسجة (W/ kg) ويتم تعريفه بواسطة:

$$SAR = \frac{\sigma_{\text{liver}}}{2\rho} |\vec{E}|^2 \quad (14)$$

يمكن إعادة كتابة معادلة الحرارة الحيوية باستخدام SAR تكون:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (K_{\text{th}} \nabla T) + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_{\text{met}} + \rho SAR \quad (15)$$

يعتبر تحليل نقل الحرارة فقط في مجال أنسجة الكبد، والذي لا يشمل الهوائي الإبرة (هوائي متحد المحور) وبالتالي تعتبر حدود أنسجة الكبد شرطاً عازلاً حرارياً للحدود:

$$\hat{n} \cdot (k \nabla T) = 0 \quad (16)$$

في البداية، يفترض أن يكون توزيع درجة الحرارة داخل أنسجة الكبد منتظماً: $T(t_0) = 37^\circ C$ (17)

بالإضافة إلى معادلة نقل الحرارة، يحسب هذا النموذج تلف الأنسجة المتكامل. هذا يعطي فكرة عن درجة إصابة الأنسجة α أثناء العملية [18] بناءً على معادلة Arrhenius

$$\frac{d\alpha}{dt} = A \exp\left(-\frac{\Delta E}{RT}\right) \quad (18)$$

حيث إن A هو عامل التردد ويقاس بـ s^{-1} و ΔE هي طاقة التنشيط لتفاعل الضرر غير القابل للإصلاح وتقاس (J/mol)، المتغيرين يعتمدان على نوع الأنسجة، [11] ويتم التعبير عن جزء المتلف من الأنسجة θ_a بواسطة

$$\theta_a = 1 - \exp(-\alpha) \quad (19)$$

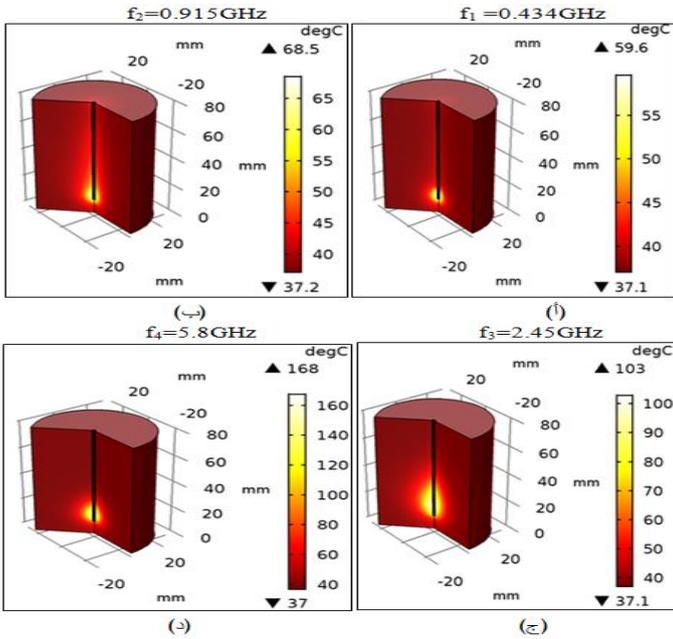
3. النتائج والمناقشة

أثناء الإلتلاف الحراري للخلايا السرطانية، يحدث تدمير للأنسجة عندما يتم تسخينها إلى درجات حرارة كافية عبر مصدر الموجات الدقيقة. حيث إن الهوائي الإبرة (MCA) المتصل بمولد الموجات الدقيقة يتم إدخاله في الأنسجة البيولوجية، وتنتشر الطاقة المنبعثة من الهوائي في أنسجة الورم الكبدي، مما تبديد الحرارة في الأنسجة القريبة من الهوائي. وفي هذا العمل سنقوم بدراسة تأثير تردد التشغيل على أداء هوائي الإبرة (هوائي متحد المحور) على كلٍ من كثافة القدرة الممتصة، معدل الامتصاص النوعي، توزيع درجة الحرارة على خلايا الورم وأيضاً الجزء المتلف من خلايا الورم وذلك عند القدرة المدخلة $P_{\text{in}} = 10\text{w}$ وزمن التسخين 10 دقائق، وكانت الترددات التي تم اختبارها كالآتي:

$$f_1=0.434\text{GHz}, f_2=0.915\text{GHz}, f_3=2.45\text{GHz}, f_4=5.8\text{GHz}$$

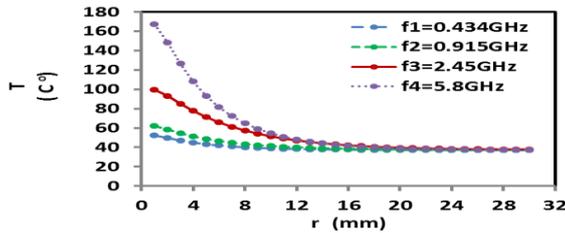
• التوزيع السطحي لكثافة القدرة المفقودة (Power dissipation density surface distribution)

تنتشر طاقة الموجات الدقيقة المنبعثة من هوائي الإبرة عبر الورم الموجود في أنسجة الكبد، ويكون التوزيع إهليجياً قريباً حول فتحة الهوائي، وأعلى قيمة لكثافة القدرة المفقودة بالقرب من الفتحة وتتناقص مع زيادة المسافة كما في الشكل (3). حيث يوضح مقارنة لتوزيع القدرة المفقودة عند ترددات التشغيل (0.434, 0.915, 2.45, 5.8) جيجا هيرتز. نلاحظ أن عند التردد



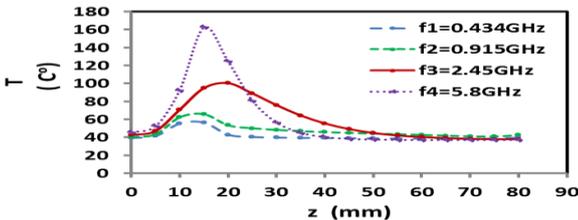
الشكل (6): يُبين توزيع درجة الحرارة في ثلاثة أبعاد. حيث (أ) عند f_1 , (ب) عند f_2 , (ج) عند f_3 , و(د) عند f_4 .

يوضح الشكل (7) توزيع درجة الحرارة على طول المسافة الأفقية r وثبوت المسافة الرأسية z عند مركز الفتحة وذلك خلال زمن التسخين $t=10\text{min}$. حيث نلاحظ تناقص درجة الحرارة كلما ابتعدنا عن فتحة الهوائي حتى تصل إلى أقل درجة حرارة عند الحدود الخارجية من المجال الحسابي، ونلاحظ أيضاً أن زيادة تردد التشغيل تعمل على زيادة درجة الحرارة.



الشكل (7): يُبين توزيع درجة الحرارة بيانياً مع المسافة الأفقية (r) .

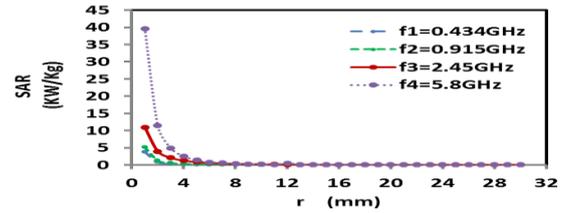
ويوضح الشكل (8) توزيع درجة الحرارة على طول المسافة الرأسية z وثبوت المسافة الأفقية عند $r=1\text{mm}$ ، ونلاحظ الزيادة البطيئة لدرجة الحرارة، وعند الاقتراب من الفتحة تزداد بسرعة ثم تتناقص تدريجياً بالبعد عن الفتحة حتى تصل إلى درجة حرارة الدم عند الحدود الخارجية للمجال الحسابي لكل الترددات المستخدمة، ونلاحظ أيضاً زيادة تردد التشغيل تعمل على زيادة درجة الحرارة.



الشكل (8): يُبين توزيع درجة الحرارة بيانياً مع المسافة الرأسية (z) .

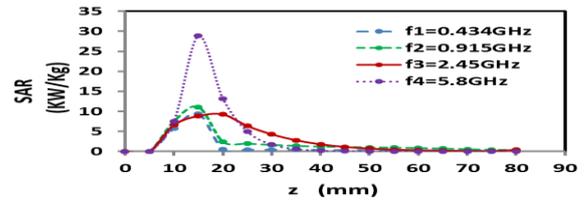
• الجزء المتلف من الخلايا (Fraction of necrotic tissue)

يوضح الشكل (9) التوزيع السطحي للجزء المتلف للخلايا السرطانية مع جميع ترددات التشغيل المستخدمة، نلاحظ أن الجزء المتلف للخلايا الذي يتميز باللون الأحمر تم اتلافه 100%، ويزداد بزيادة تردد التشغيل، عند الترددات f_1 و f_2 تكون نسبة الإتلاف قليلة جداً، بينما عند التردد f_3 تكون



الشكل (4): يُبين توزيع معدل الامتصاص النوعي بيانياً مع المسافة الأفقية (r) .

الشكل (5) يوضح تغير معدل الامتصاص النوعي عند كل ترددات التشغيل، على طول المسافة الرأسية، مع ثبوت المسافة الأفقية عند $r=1\text{mm}$ وذلك بالقرب من الهوائي. تأخذ منحنيات معدل الامتصاص النوعي هذا الشكل وتكون منخفضة عند بداية الهوائي ويزداد زيادة سريعة نتيجة اقترابنا من موضع الفتحة. وبلغت قيمة SAR القصوى التي سجلت من قدرة الموجات الدقيقة 10W في زمن تسخين 10min عند الترددات المستخدمة على التوالي $(9.4, 11.11, 9.2, 28.8)$ KW/Kg. بعد ذلك تنخفض قيم SAR لأدنى قيمة إلى عند $z=80\text{mm}$ عند الترددات المستخدمة على التوالي $(0.00013, 0.083, 0.417, 0.1591)$ KW/Kg. من الواضح أن زيادة تردد التشغيل تزيد من معدل الامتصاص النوعي؛ ولكن ضمن الحدود العالمية المسموح بها.



الشكل (5): يُبين توزيع معدل الامتصاص النوعي بيانياً مع المسافة الرأسية (z) .

• توزيع درجة الحرارة (Temperature distribution)

التوزيع السطحي لدرجة الحرارة الناتجة من الترددات $(0.434, 0.915, 2.45, 5.8)$ جيجا هيرتز في أنسجة الكبد المنتجة من طاقة الموجات الدقيقة عند 10W موضحة في ثلاثة أبعاد في الشكل (6)، حيث يلاحظ أن توزيع درجة الحرارة هو أيضاً عبارة عن توزيع إهليجي حول الفتحة التي تنبعث منها موجات الموجات الدقيقة وأن أعلى قيمة لدرجة الحرارة كانت بالقرب من الفتحة (slot). يزداد توزيع درجة الحرارة مع زيادة تردد التشغيل؛ ذلك لأن طاقة الموجات الدقيقة الممتصة داخل أنسجة الكبد تزداد بزيادة التردد، وبعد ذلك يتم تحويلها إلى طاقة حرارية تزيد من درجة الحرارة. أقصى درجة الحرارة داخل الورم عند ترددات التشغيل المستخدمة على التوالي $(59.6^\circ\text{C}, 68.5^\circ\text{C}, 103^\circ\text{C}, 168^\circ\text{C})$. وتنخفض درجة الحرارة بالابتعاد عن الهوائي وتصل تقريباً إلى 37°C عند جميع ترددات التشغيل، وتكون أقرب للحدود الخارجية للمجال الحسابي، ويبدو أن ضخ الدم البارد نسبياً يحد من مساحة المنطقة التي يتم تسخينها.

المستخدمة. يوضح الجدول قطر المتلف والذي يمثل المسافة التي تم فيها تدمير الخلايا السرطانية تدميراً تاماً وكانت نسبة تدميرها 100% عند أزمنة مختلفة لترددات التشغيل المستخدمة. حيث نلاحظ أن عند الزمن $t=1\text{min}$ و $t=2\text{min}$ قطر المتلف صغير جداً عند f_1 و f_2 مقارنةً مع الترددات f_3 و f_4 ، بينما عند الزمن $t=5\text{min}$ كان قطر المتلف ملحوظاً لجميع ترددات التشغيل، وهناك تشابه في القطر المتلف عند الترددات f_3 و f_4 ، عند الزمن $t=10\text{min}$ أيضاً كان هناك تشابه في قطر المتلف عند الترددات f_3 و f_4 ، بينما عند التردد f_2 كان $d=6\text{mm}$ أكبر من القطر عند التردد f_1 الذي لا يتعدى $d=2\text{mm}$ عند $t=5\text{min}$ و $t=10\text{min}$.

الجدول (2) يُبين طول قطر المتلف (d) مع الزمن عند ترددات التشغيل.

d (Ablation diameter) (mm)				
$f_4=5.8$ (GHz)	$f_3=2.45$ (GHz)	$f_2=0.915$ (GHz)	$f_1=0.434$ (GHz)	t (min)
8	4	1.15	0.39	1
14	8	2	1.96	2
14	14	4	2	5
20	20	6	2	10

ومن ثم نلاحظ أن الترددات الأقل من تردد القطع 2.45GHz لا تؤثر تأثيراً مباشراً على زيادة قطر المتلف، بينما زيادة التردد إلى 5.8GHz يعمل على زيادة قطر المتلف للضعف عند الدقيقة الأولى، وأقل من ذلك عند الدقيقتين من زمن التسخين، أما عند الدقيقة الخامسة والعاشرة من زمن التسخين قد لا يوجد تأثير على قطر المتلف عما كان عليه عند التردد 2.45GHz؛ لأن الهوائي المستخدم مصمم على التردد f_3 .

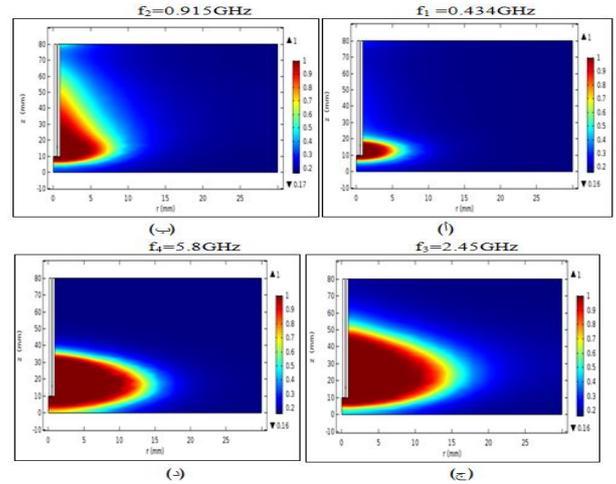
الاستنتاجات

بُنيت هذه الدراسة على التحليل العددي للانتقال الحراري المرتبط بانتشار الموجات الكهرومغناطيسية في نسيج الورم الكبدي أثناء عملية إتلاف السرطان بالموجات الدقيقة، وذلك باستخدام برنامج محاكاة هو (Comsol multiphysics) لدراسة كثافة القدرة الممتصة، والتوزيع السطحي لدرجة الحرارة، ومعدل الامتصاص النوعي، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية. أوضحت النتائج أن معدل الامتصاص النوعي SAR وتوزيع درجة الحرارة، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية تتأثر بتردد التشغيل المستخدم. عند زيادة درجة الحرارة إلى ما يزيد عن 50 درجة مئوية، مما يدمر الخلايا السرطانية، وكانت قيم درجة الحرارة و SAR المرتفعة للغاية بالقرب من فتحة الهوائي ثم انخفضت من خلال الابتعاد عن محور الهوائي، وقيم SAR تتعدى القيمة المحددة عالمياً. زيادة على ذلك بيّنت النتائج المتحصل عليها أن العلاقة بين زمن التسخين للورم مع قطر المتلف الذي تم تدميره 100% كان أفضل زمن مُستخدم للنموذج عند $t=10\text{min}$ ، حيث تبين أن هذا الزمن أفضل زمن لحجم الورم الذي تحت الدراسة بعد استخدامه. كان أكبر قطر مُتلف عند زيادة التردد $d=20\text{mm}$ عند التردد f_3 و 2.45GHz و 5.8GHz، لأن الهوائي المستخدم مصمم على التردد f_3 .

المراجع

- [1]- Muneeb, A., et al., "Principles of and Advances in Percutaneous Ablation", Radiology, Vol(258), pp.351-369, (2011).
- [2]- Gas, P., "The S11-parameter Analysis of Multi-slot Coaxial Antenna with Periodic Slots", Springer International Publishing AG 2018, Analysis and Simulation of Electrical and Computer Systems, vol(30), pp.367-377,(2018).
- [3]- Ryan, T.P., "Microwave Ablation for Cancer: Physics, Performance, Innovation, and the Future 3", Image-Guided Cancer Therapy, pp. 37-59, (2013).

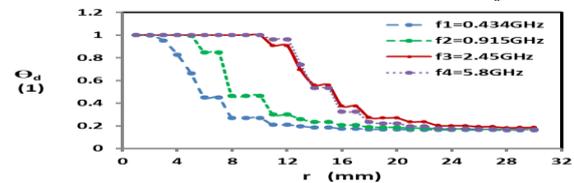
نسبة إتلاف الخلايا أكبر في الاتجاهين الأفقي والرأسي. أما عند التردد f_4 فنلاحظ التشابه في إتلاف الخلايا أفقياً مع التردد f_3 حيث وصلت حوالي 10mm بينما في الاتجاه الرأسي كانت أقل بقليل من التردد f_3 ؛ ذلك يعزى إلى أن أبعاد الهوائي مصممة عند الطول الموجي الفعال لتردد f_3 .



الشكل (9): يُبين التوزيع السطحي للجزء المتلف من الخلايا السرطانية.

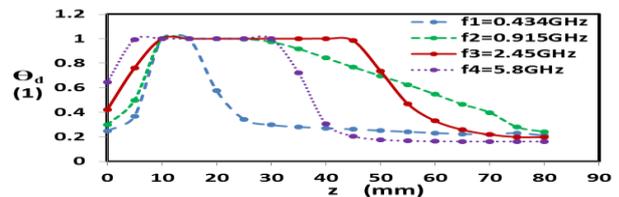
حيث (أ) عند f_1 ، (ب) عند f_2 ، (ج) عند f_3 ، و(د) عند f_4 .

أما الشكل (10) فيوضح توزيع الجزء المتلف من الخلايا عند زمن التسخين $t=10\text{min}$ على طول المسافة الأفقية r والمسافة الرأسية ثابتة عند $z=16\text{mm}$ مركز الفتحة، نلاحظ أن عند f_1 عندما كانت نسبة إتلاف الخلايا 100% وصلت عند $r=1\text{mm}$ وأما في حالة f_2 فقد وصلت إلى $r=3\text{mm}$ و f_3 و f_4 وصلت إلى $r=10\text{mm}$ من المسافة الأفقية وتقل هذه النسبة تدريجياً كلما ابتعدنا عن الهوائي لكل ترددات المستخدمة.



الشكل (10): يُبين توزيع الجزء المتلف من الخلايا بيانياً مع المسافة الأفقية (r).

الشكل (11) يوضح توزيع الجزء المتلف من الخلايا على طول المسافة الرأسية، نلاحظ أن نسبة الجزء المتلف من الخلايا ترتفع على طول المسافة الرأسية حتى تصل بالقرب من فتحة الهوائي تكون أعلى نسبة 100% حيث عند التردد f_1 كانت نسبة الجزء المتلف من الخلايا 100% من $z=10\text{mm}$ حتى $z=15\text{mm}$ ، وأما التردد f_2 فهو من $z=10\text{mm}$ حتى $z=20\text{mm}$ ، بينما التردد f_3 من $z=10\text{mm}$ حتى $z=40\text{mm}$ ، والتردد f_4 من $z=10\text{mm}$ حتى $z=30\text{mm}$ ، ثم تقل تدريجياً حتى نسبة 18% عند $z=80\text{mm}$ في كل الترددات المستخدمة.



الشكل (11): يُبين توزيع الجزء المتلف من الخلايا بيانياً مع المسافة الرأسية (z).

• قطر المتلف (Ablation diameter)

الجدول (2) يُبين طول قطر المتلف (d) مع الزمن عند ترددات التشغيل

