

الآثار الكهربائية والحرارية للقدرة المدخلة على هوائي الإبرة المستخدم في علاج الأورام الكبدية باستخدام الموجات الدقيقة

*سدينة بشير الهادي المبروك و محمد مسعود أبو العوينات

قسم الفيزياء-كلية العلوم-جامعة سبها، ليبيا

*للمراسلة: Sed.Almabrok@sebhau.edu.ly

المخلص الاستئصال بالميكروويف (MWA) هو نوع من أنواع العلاج بارتفاع الحرارة، وهي عملية تستخدم الحرارة الناتجة من طاقة لتدمير الخلايا السرطانية، يتم إدخال هوائي متحد المحور (الإبرة) في الأنسجة البيولوجية، ويمتص الإشعاع المنبعث من الهوائي بواسطة الأنسجة ويؤدي إلى تسخين الخلايا السرطانية. تهدف هذه الورقة دراسة التفاعل بين الموجات الكهرومغناطيسية مع الأنسجة لعلاج سرطان الكبد، وتم ذلك بإجراء محاكاة رقمية ثنائية الأبعاد باستخدام طريقة العناصر المحددة، وتستخدم معادلات ماكسويل ومعادلة الحرارة الحيوية لتقدير المجال الكهربائي وتوزيع درجة الحرارة في أنسجة الكبد، وتتولد الحرارة بواسطة الهوائي لتدمير الخلايا السرطانية، إضافة إلى ذلك تم دراسة تأثير قدرة الميكروويف المدخلة على أداء هوائي الإبرة، وذلك بتحليل الآثار الكهربائية والحرارية لمعرفة معدل الامتصاص النوعي (SAR)، وتوزيع درجة الحرارة في أنسجة الكبد، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية خلال عملية الاستئصال. وقد بينت النتائج المتحصل عليها أن كثافة القدرة الممتصة مع التوزيع لدرجة الحرارة ومعدل الامتصاص النوعي تتأثر بشدة مدخلات قدرة الميكروويف، وتسبب قدرة الميكروويف المرتفعة قيمة عالية لـ SAR ورفع درجة الحرارة عن 50 درجة مئوية، مما يدمر الخلايا السرطانية. تبين أنه بقدرة 30 وات، تم تدمير الجزء الأكبر من خلايا الورم الذي نصف قطره (30mm) وارتفاعه (80mm) دون إتلاف الأنسجة المحيطة به.

الكلمات المفتاحية: الاستئصال بالميكروويف، ترددات الطبية، علاج ارتفاع الحرارة، معادلة الحرارة الحيوية، هوائي الإبرة.

The electrical and thermal effects of the input power on the needle antenna used in the treatment Hepatic tumors by microwave

*S. B. Almabrok , M. M. Abulaweenat

Department Physics, Sciences College/ Sebha University , Libya

*Corresponding author: Sed.Almabrok@sebhau.edu.ly

Abstract Microwave ablation (MWA) is a type of hyperthermia therapy, which 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 bioheat equation are used to estimate the electric field and temperature distribution in the liver tissues, and the heat is generated by the antenna to destroy the cancer cells. In addition, the effect of the input microwave power on the performance of the needle antenna was studied by analyzing the electrical and thermal effects to determine the specific absorption rate (SAR), temperature distribution in liver tissue, and the damaged portion of cancer cells during the eradication process. The obtained results showed that the absorbed power density with the distribution of temperature and the specific absorption rate is strongly affected by the input of the microwave power, and the high microwave power causes a high value of SAR and the temperature is raised above 50 C °, which may destroy cancer cells. It turns out that, at a power of 30 watts, the bulk of the tumor cells of radius (30mm) and height (80mm) were destroyed without damaging the surrounding tissues.

Keywords: Microwave Ablation, medical frequencies, hyperthermia treatment, bioheat equation, needle antenna.

1. المقدمة

وفيات 100% في 5 سنوات في الحالات غير المعالجة [1].

تخضع تقنيات علاج السرطان للتطور المستمر ولا يزال موضوع بحث للباحثين العلميين والاطباء العاملين على الكشف السريري للأمراض وعلاجها. في السنوات الأخيرة، كان هناك اهتمام كبير بتطوير طرق علاج السرطان علاوة على ذلك، تستخدم العديد من

تعتبر الأورام السرطانية في الكبد والكلية والعظام والرئة وغيرها من الأعضاء من أكثر أسباب الوفاة في العالم. علاوة على ذلك، لا يزال التفكير في السرطان مخيفاً، ويُعد سرطان الكبد مشكلة صحية عامة مهمة في جميع أنحاء العالم، وهذا المرض لديه معدل

قام Curto في عام (2015) بتقديم 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 [6]، وأشارت نتائجهم إلى أنه يتم إنشاء منطقة استئصال أكبر عند استخدام هوائي متحد المحور مع فتحة واحدة عند 2.45 جيجا هيرتز وقدم Piotr GAS مفهوماً جديداً للهوائي المحوري متعدد الفتحات يعمل بترددات مختلفة للنتبؤ بأفضل حل لظاهرة ارتفاع حرارة الميكروويف، واختصت هذه الورقة بتقدير البارامترات المثلى للهوائي في المعالجة الحرارية لثلاثة ترددات موجية تستخدم أساساً في الممارسة الطبية وإجراء مقارنة بين النتائج التي تم الحصول عليها في حالة الهوائيات ذات الفتحة الفردية والمزدوجة والثلاثية من حيث توزيع درجة الحرارة وتوزيع كثافة القدرة الممتصة [7].

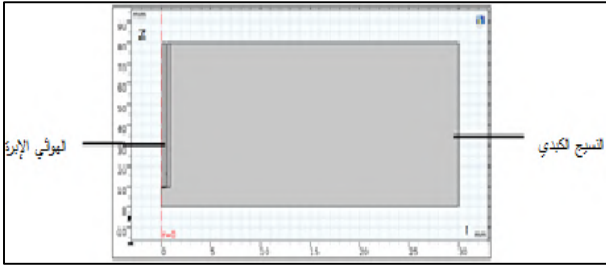
دراسة أخرى قدمها Piotr GAS عن تقييم ومقارنة توزيعات درجة الحرارة للأسجة المختلفة التي يتم علاجها بارتفاع حرارة الميكروويف، ويتم عرض نتائج المحاكاة لثلاثة ترددات ميكروويف أساسية لأجهزة تسخين الأسجة، وضحت هذه الورقة أيضاً توصيات الأساسية للترددات الميكروويف المستخدمة في تطبيقات المعدات الصناعية والعلمية 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: (433.05 MHz - 434.79MHz) في أوروبا و (902 MHz - 928MHz) في الولايات المتحدة الأمريكية و (2400 MHz - 2500 MHz) في جميع أنحاء العالم؛ ولكن في الممارسة الطبية ترددات 434 MHz، 915 MHz و 2.45 شائعة الاستخدام [8] Yingxu و آخرون درسوا، في أبحاثهم العددية والتجريبية، أداء هوائي ثلاثي الفتحات، وتم مقارنتها بهوائي فتحة واحدة بتردد تشغيل قدره 433 ميغاهيرتز [9] وقد أظهرت أن هوائي ثلاثي الفتحات الذي كان تردده 433 ميغا هيرتز يخلق منطقة MWA على شكل إهليجي أطول وتُركز الورقة التي قَدَمها Keangin على تأثير نوع الهوائي في امتصاص طاقة الميكروويف ومعدل الامتصاص النوعي SAR وتوزيع درجة الحرارة، حيث أظهرت النتائج أن الحد الأقصى SAR ودرجة الحرارة تظهر في أسجة الكبد في حالة وجود هوائي فتحة واحدة أعلى من هوائي الفتحة المزدوجة. ومع ذلك، لم يظهر أي فرق واضح بين هذين النموذجين لهوائي الميكروويف المحوري [10].

التقنيات على نطاق واسع لإنفاذ المرضى ومع ذلك، يتم الترحيب بالتقنيات الجديدة أيضاً نظراً لأنها قد تقدم مساهمات معينة وقيمة مضافة للتقنيات المتاحة [2].

ارتفاع الحرارة هو علاج للسرطان يُستفاد منه في تسخين خلايا الورم في الجسم بمستوى محدد، ورفع درجة حرارة الخلايا السرطانية يؤدي إلى حدوث آفات في غشاء الخلية مما يدمر الخلايا السرطانية [3]. إن الأبحاث التي أُجريت على ارتفاع الحرارة كعلاج مضاد للسرطان موجودة منذ سنوات عديدة، أما في الوقت الحاضر، يستخدم ارتفاع الحرارة كمكمل للعلاج الإشعاعي والعلاج الكيميائي. ويتطلب علاج السرطان باستخدام ارتفاع الحرارة توليد كمية من الحرارة يتم التحكم فيها بشكل كافي داخل الورم السرطاني، إذا تعرضت لدرجة حرارة حوالي 52 درجة مئوية لمدة كافية، يمكن أن تتلف أنسجة السرطان [4]. ويتم تكييف نظام ارتفاع الحرارة السريري متعدد الاستخدامات مع أفران ميكروويف لعلاج السرطان داخل الجسم، حيث أن الطاقة التي يشعها الميكروويف 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 الميكروويف لعلاج الورم عند تنشيط هوائي الميكروويف، يتم تسخين الأنسجة التي تحتوي على محتوى الماء والتي تتعرض لكميات كبيرة من طاقة الميكروويف [5,2]. في هذه الورقة تم دراسة تأثير قدرة الإدخال على أداء هوائي الإبرة المُستخدم في علاج الأورام الكبدية بأشعة الميكروويف، بهدف معرفة توزيع درجة الحرارة، ومعدل الامتصاص النوعي (SAR)، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية.

2. الدراسات السابقة

تم تقديم تقنيات علاج السرطان خلال السنوات القليلة الماضية لأن قتل الأورام السرطانية يصعب تحقيقه من خلال الجراحة ويشمل العلاج الحراري: الاستئصال بالموجات الدقيقة (MWA) Microwave Ablation، والاستئصال بالترددات الراديوية Radio frequency Ablation (RFA)، والاستئصال بالإيثانول، والاستئصال بالليزر وغيرها. وقد ركزت في الآونة الأخيرة، على عدد كبير من الأعمال التجريبية والنظرية على تحسين MWA [2].



الشكل (2): النموذج المُستخدم من البرنامج.

4. النموذج الرياضي المُستخدم لامتصاص الموجات الدقيقة في أنسجة الكبد

تمت صياغة نموذج رياضي للتنبؤ بقدرة الميكروويف 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 (Comsol multiphysics) [13,12].

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، ويقودنا هذا إلى انتشار الموجة الكهرومغناطيسية [10].

تتميز الموجة الكهرومغناطيسية المنتشرة من MCA بمجالات كهرومغناطيسية عرضية (TEM) في أنسجة الكبد، تعطى بالمجال الكهربائي \vec{E} و المجال المغناطيسي \vec{H} [12]:

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

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

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

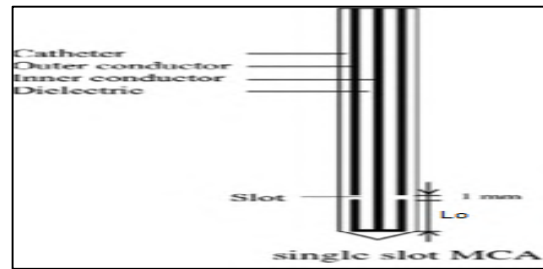
حيث أن k الرقم الموجي، و ω التردد الزاوي، C سعة الموجة، و Z مقاومة الموجات للعزل الكهربائي حيث $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ ، $\omega = 2\pi f$ ، و f التردد التشغيل، و λ طول الموجي.

في أنسجة الكبد، يحتوي المجال الكهربائي أيضاً على عنصر محوري محدود، في حين أن المجال المغناطيسي في اتجاه

3. نموذج العلاج الحراري المُستخدم في علاج الأورام الكبدية بأشعة الميكروويف

العلاج الحراري بالموجات الدقيقة يستخدم الحرارة الناتجة منه لقتل خلايا الورم، ويعتمد على استخدام هوائي الإبرة 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، وأبعادها الصغيرة، وتصميمها البسيط، وفائدتها للمعالجة [11]،

الشكل (1) يبين تصميم الهوائي الإبرة المُستخدم وهو يتكون من موصل داخلي وخارجي، والعازل كهربائي 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 الكهربائي والقسطرة هي 2.03 و 2.1 على التوالي [13,12]. يعمل الهوائي بتردد 2.45 جيجا هيرتز، الجدول (1)، يبين الأبعاد الفيزيائية للهوائي المستخدم



الشكل (1): هوائي الإبرة [10].

الجدول (1): أبعاد الهوائي الإبرة المُستخدم [12].

الخاصية	القيمة
قطر الموصل المركزي	0.29mm
قطر الداخلي للموصل لخارجي	0.94mm
قطر لخارجي للموصل لخارجي	1.19mm
قطر القسطرة	1.79mm

الشكل (2) يوضح وصف النموذج المستخدم، حيث تعتبر أنسجة الكبد بمثابة هندسة أسطوانية. لها دائرة نصف قطرها 30mm وارتفاعها 80mm، ويتم إدراج MCA في نسيج الورم الكبدية عند $z=10\text{mm}$ وبالتالي فتحة الهوائي تكون عند $z=15.5\text{mm}$ في النموذج المُستخدم. ويُنظر في هذا العمل إلى نموذج متماثل 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 [12].

تدفق الدم، و مصدر 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 التالي [12]:

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

حيث إن الخواص الكهربائية تؤثر بقوة على زيادة درجة الحرارة [17]. عندما تنتشر أشعة الميكروويف في أنسجة الكبد، يتم امتصاص طاقة الميكروويف 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:

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

يمكن إعادة كتابة معادلة الحرارة الحيوية باستخدام SAR تكون:

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

يعتبر تحليل نقل الحرارة فقط في مجال أنسجة الكبد، والذي لا يشمل الهوائي الإبرة 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:

$$T(t_0) = 37 \text{ C}^0 \quad (17)$$

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

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

حيث أن A هو عامل التردد ويقاس بـ s^{-1} و ΔE هي طاقة التنشيط لتفاعل الضرر الغير قابل للإصلاح وتقاس بـ (J/mol) ، المتغيرين يعتمدان على نوع الأنسجة، [12] ويتم التعبير عن جزء المتلف من الأنسجة θ_d بواسطة

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

5. النتائج والمناقشة

أثناء الاستئصال الحراري للخلايا السرطانية، يحدث تدمير لأنسجة عندما يتم تسخينها إلى درجات حرارة كافية عبر

الزاوية. باستخدام معادلات ماكسويل، يتم أخذ معادلة الموجة على شكل المعادلة العددية على النحو التالي [14,10]:

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

حيث K_0 هو رقم الموجي في فراغ محدد ويعطى:

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

تتبعث طاقة الميكروويف من فتحة الهوائي التي تتصل بمولد في MCA الميكروويف. وتنتشر طاقة الميكروويف من خلال 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 [10] 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:

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi = -2 \sqrt{\mu} \vec{H}_{\phi 0} \quad (8)$$

حيث $\vec{H}_{\phi 0}$ هو مجال المغناطيسي المنتشر من الهوائي و يعطى بالعلاقة:

$$\vec{H}_{\phi 0} = \frac{1}{Z r} \sqrt{\frac{Z P_{in}}{\pi \ln(r_2/r_1)}} \quad (9)$$

في المعادلة السابقة، يكون إجمالي الطاقة المدخلة 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 [14,8] 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):

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

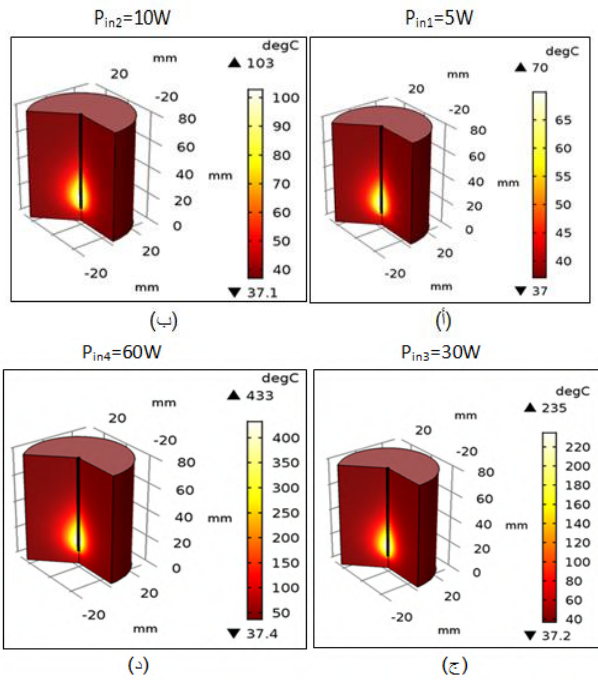
إن معادلة بينز للحرارة الحيوية، التي أدخلها (Pennes) [15] بناءً على معادلة انتشار الحرارة، هي تستخدم لتحليل انتقال الحرارة في الأنسجة البيولوجية كما في [16]. تصف معادلة الحرارة الحيوية العابرة بشكل فعال كيف يحدث انتقال الحرارة في أنسجة الكبد. يمكن كتابة المعادلة على النحو

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

المصطلحات الأولى والثانية والثالثة والرابعة على الجانب الأيمن تشير إلى التوصيل الحراري، وتبديد الحرارة عن طريق

الشكل (3): التوزيع السطحي للقدر المفقود حيث (أ) عند (P_{in1}) ، (ب) عند (P_{in2}) ، (ج) عند (P_{in3}) ، و(د) عند (P_{in4}) .

• **توزيع درجة الحرارة (Temperature distribution)**
يُبين الشكل (4) توزيع درجات الحرارة في ثلاث أبعاد عند قدرات إدخال مختلفة، يلاحظ من هذه الأشكال أن درجة الحرارة تنقل كلما ابتعدنا عن فتحة الهوائي ناحية الحدود الخارجية للمجال الحسابي، و تزداد درجة الحرارة مع زيادة قدرة الإدخال وتكون أقصى قيمها عند قدرات الإدخال المستخدمة $(P_{in4}, P_{in3}, P_{in2}, P_{in1})$ على التوالي 70°C ، 103°C ، 235°C ، 433°C . وكانت أقل درجة الحرارة لجميع القدرات الإدخال المستخدمة تقريباً (37°C) وهي درجة حرارة الدم.



الشكل (4): توزيع درجة الحرارة في ثلاث أبعاد. حيث (أ) عند (P_{in1}) ، (ب) عند (P_{in2}) ، (ج) عند (P_{in3}) ، و(د) عند (P_{in4}) .

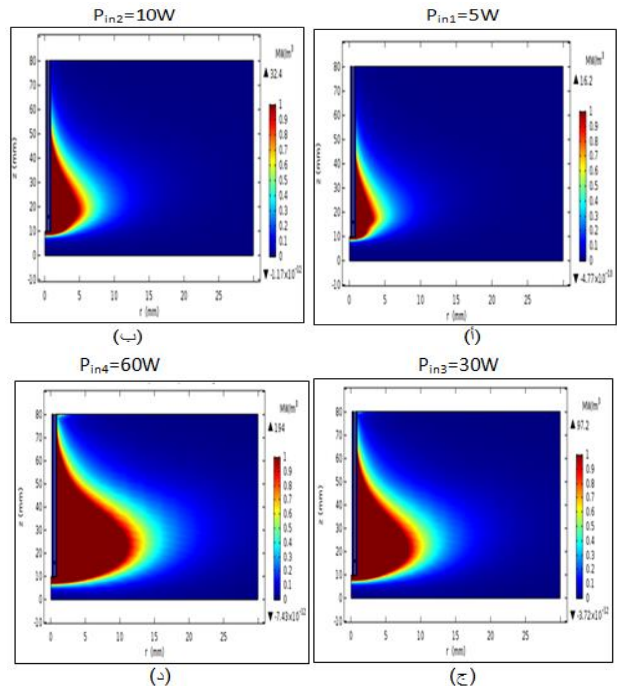
الشكل (5) يوضح التوزيع درجة الحرارة على طول المسافة الأفقية r وثبوت المسافة الرأسية z عند مركز الفتحة وذلك خلال زمن التسخين $t=10\text{min}$. حيث يلاحظ تناقص درجة الحرارة كلما ابتعدنا عن فتحة الهوائي حتى تصل إلى أقل درجة حرارة عند الحدود الخارجية من المجال الحسابي، وتزداد درجة الحرارة أيضاً بزيادة قدرة الإدخال حيث يلاحظ عند P_{in4} تكون أعلى قيم درجات الحرارة على طول المسافة الأفقية r حيث سجلت أقصى قيمة عند القدرة P_{in4} وكانت 411.9°C وذلك عند مسافة $r=1\text{mm}$ وهي تفوق درجة الحرارة لقدرات الإدخال المستخدمة؛ ويعزى ذلك لأن زيادة قدرة الإدخال تعمل على زيادة كثافة القدرة الممتصة وزيادة درجة الحرارة.

مصدر الميكروويف. حيث أن الهوائي الإبرة (MCA) المتصل بمولد الميكروويف يتم إدخاله في الأنسجة البيولوجية، وتنتشر الطاقة المنبعثة من الهوائي في أنسجة الورم الكبدي، مما يتيح تبديد الحرارة في حجم الأنسجة القريبة من الهوائي. هذه الحرارة الداخلية تؤدي إلى قتل الخلايا السرطانية بسبب اهتزاز وتصادم جزيئات الماء مع بعضها. من المهم جداً تقييم كثافة طاقة الميكروويف التي يمتصها الكبد، وهذه الكمية تساوي مصطلح المصدر الحجمي في معادلة الحرارة الحيوية (Q_{ext}) . وفي هذا العمل سنقوم بدراسة تأثير طاقة الميكروويف المدخلة على كل من كثافة القدرة الممتصة، معدل الامتصاص النوعي، توزيع درجة الحرارة على خلايا الورم وأيضاً الجزء المتلف من خلايا الورم وذلك عند تردد التشغيل 2.45 جيجا هيرتز وزمن التسخين 10 دقائق، وكانت القدرات الإدخال التي تم اختبارها كالآتي:

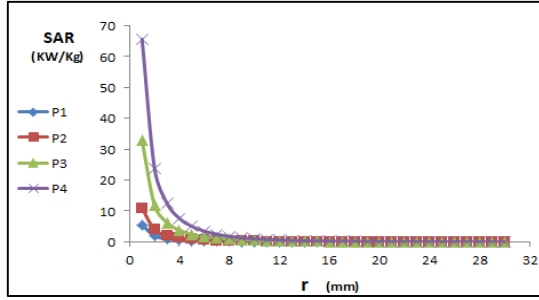
$$P_{in1} = 5\text{W}, P_{in2} = 10\text{W}, P_{in3} = 30\text{W}, P_{in4} = 60\text{W}$$

• **التوزيع السطحي لكثافة القدرة المفقودة (Power dissipation density surface distribution)**
تنتشر أشعة الميكروويف حول الفتحة التي تخرج منها الأشعة على شكل إهليجي كما موضح في الشكل (3)، ويبين الشكل مقارنة التوزيع السطحي للقدر المفقود عند قيم مختلفة للقدر المدخلة.

حيث توزيع كثافة القدرة المفقودة يزداد بزيادة قدرة الإدخال، وكانت أعلى قيمة لكثافة القدرة قصوى عند أعلى قدرة إدخال وسُجلت $164\text{MW}/\text{m}^3$ ، وبالتالي زيادة قدرة الإدخال تعمل على زيادة توزيع كثافة القدرة المفقودة.

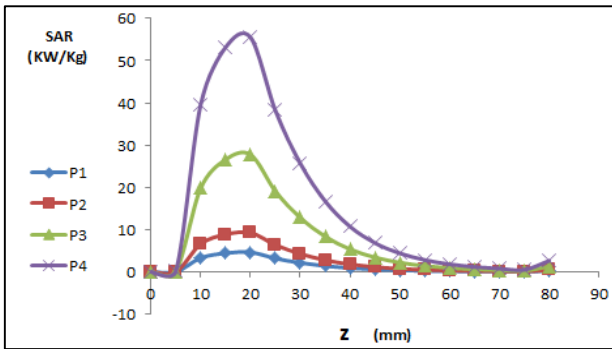


- 0.0098 - 0.0033 - 0.0016) KW/Kg
 و يلاحظ أن قيمة (SAR) عند هذه المسافة (0.0028) لا تتعدى القيمة المسموح بها عالمياً في المدى (1.6 2-W/Kg) لكل جرام في الأنسجة البيولوجية [19] ، وتصل كتلة نسيج الكبد جسم الإنسان ما بين (1200g-1500g)، وبالتالي تكون قيمة (SAR) عند هذه المسافة (r=30mm) لا تتعدى (3-2.4)KW/Kg [20].



الشكل (7): معدل الامتصاص النوعي بيانياً مع المسافة الأفقية (r) لكل قدرات الإدخال المستخدمة.

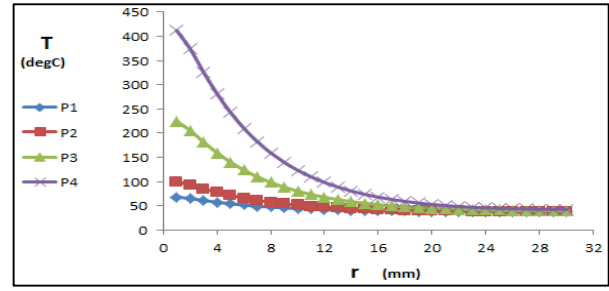
الشكل (8) يوضح توزيع معدل الامتصاص النوعي على طول الخط الموازي للمسافة الرأسية z وعند r=1mm. يلاحظ أن معدل الامتصاص النوعي كانت قيمته صغيرة لأن في بداية الهوائي عند النقطة z=10mm، ثم يأخذ SAR في الزيادة التدريجية و سجلت أقصى قيمة عند النقطة z=20mm لكل قدرات الإدخال المستخدمة على التوالي (4.6 - 9.2 - 27.7 - 55.5). وبعدها ينخفض معدل الامتصاص النوعي تدريجياً إلى أقل قيمة له عند النقطة z=80mm.



الشكل (8): توزيع درجة الحرارة بيانياً مع المسافة الرأسية (z) لكل قدرات الإدخال المستخدمة.

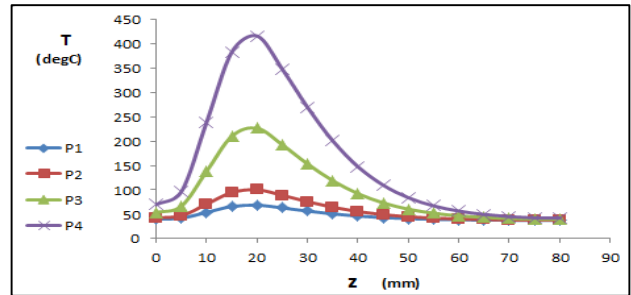
• الجزء المتلف من الخلايا (Fraction of necrotic tissue)

يوضح الشكل (9) توزيع الجزء المتلف من الخلايا على طول المسافة الأفقية r وثبوت المسافة الرأسية عند z=16mm، يلاحظ أنه عند قدرة الإدخال P_{in4} نسبة الإثلاف تصل 100% من الصفر إلى مسافة r=20mm



الشكل (5): توزيع درجة الحرارة بيانياً مع المسافة الأفقية (r) لكل قدرات الإدخال المستخدمة.

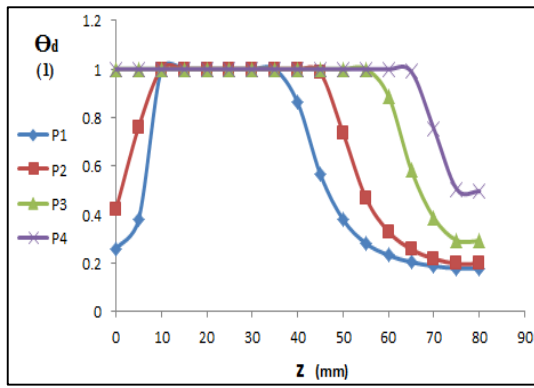
أما الشكل (6) يوضح توزيع درجة الحرارة مع المسافة الرأسية z و ثبوت r عند r=1mm. يلاحظ أنه لكل قدرات الإدخال المستخدمة هناك زيادة تدريجية في درجة الحرارة، وعند z=0 درجة الحرارة لا تتعدى 70C° لجميع قدرات الإدخال المستخدمة، وبالقرب من z=10mm كانت هناك زيادة ملحوظة وتدرجية لدرجة الحرارة حتى تصل عند النقطة z=20mm كانت لأعلى قيمة لجميع قدرات الإدخال المستخدمة؛ وذلك لقربها من الفتحة ثم تبدأ في الانخفاض كلما ابتعدنا رأسياً عن الفتحة حتى تصل إلى (37.4C° ، 37.9C° ، 39.7C°، 42.3C°) لكل قدرات الإدخال المستخدمة على التوالي.



الشكل (6): توزيع درجة الحرارة بيانياً مع المسافة الرأسية (z) لكل قدرات الإدخال المستخدمة.

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

الشكل (7) يوضح توزيع معدل الامتصاص النوعي (SAR) على طول الخط الموازي للمسافة الأفقية r وعند z=16mm عند مركز الفتحة (slot). حيث يوضح الشكل زيادة قيمة SAR بزيادة قدرة الإدخال، حيث يلاحظ أقصى قيمة يصلها SAR عند المسافة الإدخال، نتيجة قُربها من هوائي الإبرة وتكون قيم معدل الامتصاص النوعي عند هذه المسافة لجميع قدرات الإدخال المستخدمة على الترتيب (5.4 - 10.9 - 32.8 - 65.6). ثم يلاحظ أن معدل الامتصاص النوعي يتناقص تدريجياً كلما ابتعدنا عن الهوائي، وتكون أقل قيمة ل SAR عند المسافة r=30mm لكل قدرات الإدخال المستخدمة على الترتيب



الشكل (10): توزيع الجزء المتلف من الخلايا بيانياً مع المسافة الرأسية (z). لجميع قدرات الإدخال المستخدمة.

6. الاستنتاجات

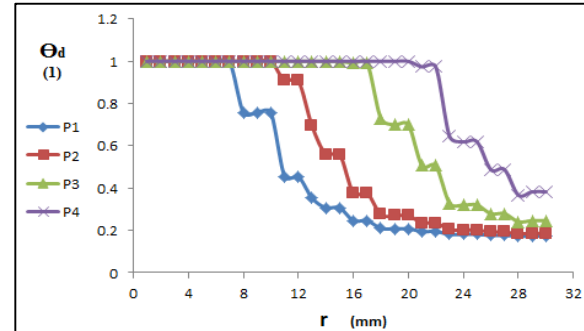
بُنيت هذه الدراسة على التحليل العددي للانتقال الحراري المرتبط بانتشار الموجات الكهرومغناطيسية في نسيج الورم الكبدي أثناء عملية استئصال السرطان بالموجات الدقيقة لمختلف قدرة الميكروويف المدخلة، نشأ مصطلح (المصدر الحجمي) من الحرارة الناتجة عن المجال الكهرومغناطيسي، لأن الكبد مادة موصلة كهربائياً، حيث تم إجراء محاكاة عددية لدراسة كثافة القدرة الممتصة، والتوزيع السطحي لدرجة الحرارة، ومعدل الامتصاص النوعي، والجزء المتلف من الخلايا السرطانية. أظهرت النتائج أن معدل الامتصاص النوعي SAR وتوزيع درجة الحرارة، ووالجزء المتلف من الخلايا السرطانية تتأثر بقيم قدرة الميكروويف المدخلة. بمعنى أن زيادة قدرة الإدخال تزيد من كثافة القدرة الممتصة في نسيج الكبد وتؤدي إلى ارتفاع قيم معدل الامتصاص النوعي ويمكن أن تزيد درجة الحرارة إلى ما يزيد عن 50 درجة مئوية، مما يدمر الخلايا السرطانية. وُضحت قيم درجة الحرارة و SAR المرتفعة للغاية بالقرب من فتحة الهوائي ثم انخفضت من خلال الابتعاد عن محور الهوائي، وقيم SAR لا تتعدى القيمة المحددة عالمياً في كل القدرات المستخدمة، لهذا الحجم من الورم الذي نصف قطره $r=30\text{mm}$ للقضاء على الخلايا السرطانية دون إلحاق الضرر بالخلايا السليمة كانت أفضل قدرة إدخال من قدرات المستخدمة $P_{in3}=30\text{W}$.

يُعد تحليل هذه الدراسة بمثابة قاعدة أساسية لعملية إزالة الورم بالميكروويف، ويمكن استخدامه كدليل توجيهي للعلاج العملي. ومع ذلك يجب توخي المزيد من الحذر والتوصل إلى حل وسط لتدمير أقصى جزء من الورم مع الحفاظ على الخلايا السليمة.

7. المراجع

- [1]- . الماجي. أ، فرج. ه، "استخدام أشعة الميكروويف في علاج سرطان الكبد". جامعة السودان للعلوم والتكنولوجيا، (2014).

وعند قدرة الإدخال P_{in3} نسبة الالتلاف تصل 100% إلى مسافة $r=15\text{mm}$ ، وعند قدرة الإدخال P_{in2} نسبة الالتلاف تصل 100% إلى مسافة $r=10\text{mm}$ ، وقدرة الإدخال P_{in1} نسبة الالتلاف تصل 100% إلى مسافة $r=5\text{mm}$ ، ثم تقل هذه النسبة تدريجياً على طول المسافة الأفقية. عندما تكون قدرة الإدخال عالية جداً، يجب أن يكون وقت اللازم لتسخين الورم ضئيلاً، ونلاحظ عند استخدام P_{in3} تم القضاء على نصف الورم نهائياً، ودرجة الحرارة عند نهاية الورم ($r=30\text{mm}$) كانت 39°C هذه الدرجة الحرارة غير كافية لتدمير الكامل عند هذه النقطة. أما P_{in4} كان الجزء المتلف أكبر من P_{in3} ، ومع ذلك فإن احتمال إتلاف الخلايا السليمة التي تكون بعد النقطة ($r=30\text{mm}$) قد يكون مرتفعاً إذا لم يتم توخي الحذر. ويمكن تحقيق الاستئصال للخلايا السرطانية على مدار فترة زمنية طويلة دون الإضرار بالخلايا السليمة عند استخدام طاقة إدخال منخفضة.



الشكل (9): توزيع الجزء المتلف من الخلايا السرطانية بيانياً مع المسافة الأفقية (r).

الشكل (10) يوضح توزيع الجزء المتلف من الخلايا على طول الخط الموازي للهوائي الإبرة وعند $r=1\text{mm}$ لقرنها من الهوائي. يلاحظ أنه عند قدرة الإدخال P_{in1} فإن نسبة اتلاف تصل 100% ابتداءً من النقطة $z=10\text{mm}$ إلى $z=30\text{mm}$ ، وعند قدرة الإدخال P_{in2} نسبة الالتلاف تصل 100% من نقطة $z=10\text{mm}$ إلى $z=40\text{mm}$ ، وعند قدرة الإدخال P_{in3} نسبة الالتلاف تصل 100% من نقطة $z=0\text{mm}$ إلى $z=55\text{mm}$ ، وعند قدرة الإدخال P_{in4} نسبة الالتلاف تصل 100% من نقطة $z=0\text{mm}$ إلى $z=60\text{mm}$ ، ثم تأخذ هذه النسبة في التناقص تدريجياً لجميع قدرات الإدخال المستخدمة.

- International Communications in Heat and Mass Transfer, vol(38), pp.255-262, (2011).
- [17]- Masaki Fujimoto, et al., "FDTD-Derived Correlation of Maximum Temperature Increase and Peak SAR in Child and Adult Head Models Due to Dipole Antenna", IEEE TRANSACTIONS ON ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY, vol(48), pp.240-243, (2006).
- [18]- Hendee, W.R. and S.E. , "Physics of Thermal Therapy Fundamentals and Clinical Applications", Edited by Eduardo G. Moros, CRC Press, ISBN: 978-1-4398-0436-0, pp.139-143, (2009).
- [19]- Hazards, I.S.C.C.o.N.-I.R., "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", IEEE Std C95.1, 1999 Edition, ISBN 0-7381-1558-4 (1999).
- [20]- John.f, "Transplantation of the Liver E-Book", R.W.B.G.B. Klintmalm, Editor, (2003).
- [2]- Ryan, T.P., "Microwave Ablation for Cancer: Physics, Performance, Innovation, and the Future 3", Image-Guided Cancer Therapy, pp.37-45 (2013).
- [3]- Riadh W. Y. Habash, et al., "Thermal Therapy, Part 2: Hyperthermia Techniques", Biomedical Engineering, vol 34(6), pp.491-542, (2006).
- [4]- Keangin, P. and P. Rattanadecho, "A numerical investigation of microwave ablation on porous liver tissue", Advances in Mechanical Engineering, vol 10(8), pp.1-13, (2017).
- [5]- Prakash, P., "Theoretical Modeling for Hepatic Microwave Ablation", Biomedical Engineering Journal, 2010, vol(4), pp.27-38, (2010).
- [6]- Curto, S., et al., "Microwave ablation at 915 MHz vs 2.45 GHz: A theoretical and experimental investigation", Med. Phys 2015, vol(42), pp.615-616, (2015).
- [7]- Gas, P., "Multi-frequency analysis for interstitial microwave hyperthermia using multi-slot coaxial antenna", Journal of electrical engineering. 2015, vol(66), pp.26-33, (2015).
- [8]- Gas, P., "Tissue Temperature Distributions for Different Frequencies derived from Interstitial Microwave Hyperthermia", AGH University of Science and Technology 2012, ISSN 0033-2097, vol(88), pp.131-134, (2012).
- [9]- Jiang, Y., et al., "A coaxial slot antenna with frequency of 433 MHz for microwave ablation therapies: Design, simulation, and experimental research", Med. Boil. Eng. Comput. 2017, vol(55), pp.2027-2036, (2017).
- [10]- P. Keangin, P. Rattanadecho , and T. Wessapan, "An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna", International Communications in Heat and Mass Transfer. 2011, ICHMT-02354, pp. (10), (2011).
- [11]- الرفاعي، ع.ا. ، "الهوائيات" Antennas ،_Noor publishing is a 2018 publishing, Editor trademark of international book market service .(2018), ltd.
- [12]- Comsol multi physics 5.3a, "Microwave Heating of a Cancer Tumor", This model is licensed under the COMSOL Software License Agreement 5.3, (2017).
- [13]- Comsol multi physics 4.3a, "RF and Microwave Models: Microwave Cancer Therapy 2006", file://C:\COMSOL33\doc\rf\rf_and_microwave_modlib.8.8.html 30.11.2006.
- [14]- Gas P., "Temperature Distribution of Human Tissue in Interstitial Microwave Hyperthermia", AGH University of Science and Technology 2012, ISSN 0033-2097, pp.144-146, (2012).
- [15]- HARRYH, P., "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm", Copyright © 1948 American Physiological Society, vol(1), pp.93-99, (1948).
- [16]- Wessapan.T and Srisawatdhisukul.S, "The effects of dielectric shield on specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage microwave energy",