

## Improvement of Vivaldi Antenna Performance Using U-shaped Slot for Brain Tumor Detection

Dr. Abdulkarim Assalem<sup>\*</sup>  
Reem alagee<sup>\*\*</sup>

(Received 27 / 3 / 2019. Accepted 21 / 10 / 2019)

### □ ABSTRACT □

Early detection of brain injuries is the most important factor for reducing the number of deaths around the world. However, a fast and effective imaging system that can be carried in the ambulance has to be developed. This is provided by the microwave imaging system compared with other imaging techniques such as CT scans and magnetic resonance imaging (MRI), Since the antenna is the most important element in the microwave imaging system. In this research, VIVALDI antenna was designed to pass the frequency band of [2.33-7.09] GHz with a maximum gain of 6.62dB. The antenna Specifications was improved by creating a U-shaped slot on the upper layer of the antenna to become bandpass [2.213-7.187] GHz with a maximum gain of 7.36 dB and decrease side lobe levels and thus focus the radiation in the main lobe direction.in this research, Simple head model which consists of brain layer whose dielectric properties were compatible with their natural values was designed by CST package to test the efficiency of antenna in the microwave imaging system that by comparing average SAR values, magnetic field H, and electric field E between the healthy head and injured one.

**Keywords:** Microwave imaging system, Vivaldi antenna, head phantom, Specific absorption rate.

---

<sup>\*</sup> Professor, Faculty Of Mechanical and Electrical Engineering, Al-Baath University, Homs, Syria.

<sup>\*\*</sup> Postgraduate student (Ph.D.), Faculty Of Mechanical and Electrical Engineering, Al-Baath University, Homs, Syria.

## تحسين أداء هوائي فيفالدي باستخدام الشق على شكل حرف U لكشف الورم الدماغي

د. عبد الكريم السالم\*

ريم العجي\*\*

(تاريخ الإيداع 27 / 3 / 2019. قُبِلَ للنشر في 21 / 10 / 2019)

### □ ملخص □

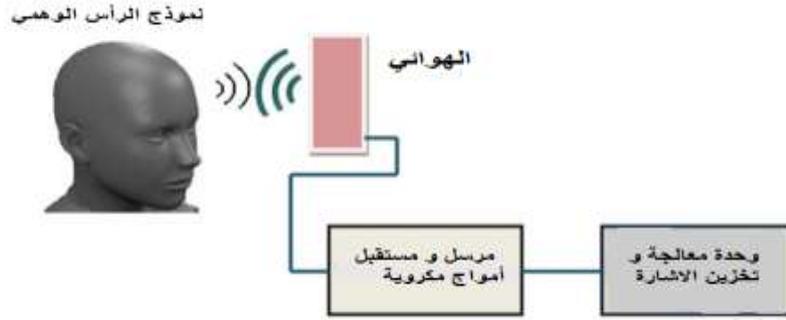
يعتبر الكشف المبكر عن الإصابات الدماغية العامل الأهم في تقليل عدد الوفيات حول العالم لذلك كان لابد من تطوير نظام تصوير سريع وفعال يمكن حمله في سيارة الإسعاف وهذا ما يوفره نظام التصوير المكروي بالمقارنة مع تقنيات التصوير الأخرى كالتصوير الطبقي المحوري CT والتصوير بالرنين المغناطيسي MRI، وبما أن الهوائي يعتبر العنصر الأكثر أهمية في نظام التصوير المكروي. فقد تم في هذا البحث تصميم هوائي فيفالدي عريض الحزمة يعمل على تمرير الحزمة الترددية [2.33-7.09]GHz وبربح أعظمي 6.62dB وتم تحسين أداء هذا الهوائي بإحداث شق على شكل حرف U على الطبقة العلوية من الهوائي لتصبح حزمة التمرير [2.213-7.187]GHz وبربح أعظمي 7.36dB مع تقليل مستوى الحزم الجانبية وبالتالي تركيز الإشعاع في الاتجاه الأمامي. وتم في هذا البحث أيضاً تصميم نموذج رأس وهمي بسيط مكون من طبقة الدماغ وبقيم محددات تتسجم مع قيمتها في الحالة الطبيعية حيث اعتمد التصميم على استخدام الحزمة البرمجية التخصصية CST لاختبار فعالية الهوائي في أنظمة التصوير المكروي وذلك من خلال مقارنة قيم نسبة الامتصاص النوعي SAR والحقل المغناطيسي H والحقل الكهربائي E بين حالة الرأس السليم والرأس المصاب.

**الكلمات المفتاحية:** نظام تصوير مكروي، هوائي فيفالدي، نموذج وهمي للرأس، نسبة الامتصاص النوعي.

\*أستاذ-قسم الهندسة الالكترونية والاتصالات-كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية-جامعة البعث-حمص-سورية.  
\*\*طالبة دكتوراه-قسم الهندسة الالكترونية والاتصالات-كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية-جامعة البعث-حمص-سورية.

**مقدمة:**

حازت تقنية التصوير باستخدام الأمواج المكروية على اهتمام كبير في مختلف التطبيقات الطبية للكشف المبكر عن أمراض خطيرة كسرطان الثدي [1] والجلطات الدماغية [2] وغيرها لما تتمتع به من ميزات حيث تستخدم أشعة مكروية غير مؤينة لا تحتاج إلى غرف خاصة ومعدات ضخمة ومكلفة كما في أنظمة التصوير الأخرى، وبالتالي يمكن استخدامها في غرف العمليات الجراحية كما يمكن حملها داخل سيارة الإسعاف ويمكن توافرها في كافة المستوصفات والنقاط الطبية. وتعتمد هذه التقنية في عملها على ارسال واستقبال أمواج مكروية من الأنسجة البشرية التي تمتلك خواص عازلية كهربائية متباينة تغير من خصائص الموجة المكروية ونتيجة الاختلاف في قيم خواص العازلية بين الأنسجة السليمة والخبيثة يمكن الكشف عن الإصابات.



الشكل (1): مكونات نظام التصوير المكروي.

يبين الشكل (1) مكونات نظام التصوير المكروي حيث يعتبر الهوائي العنصر الأساسي في تصميم نظام التصوير المكروي على اعتبار أنه المسؤول عن ارسال الموجة الكهرومغناطيسية إلى الجسم المراد تصويره واستقبال الموجة المنعكسة وقد اتجهت الدراسات مؤخراً إلى استخدام الهوائيات الاتجاهية عريضة الحزمة في التصميم باعتبار أنها تحقق توازناً بين دقة الصورة وعمق الاختراق خلال الأنسجة الحية حيث يعتبر المجال  $1-10\text{GHz}$  مناسباً للتصوير المكروي لأن الترددات العالية قد تسبب أضرار صحية [3].

يعتبر هوائي فيفالدي من هوائيات الموجة الراحلة ويتمتع بالعديد من الميزات التي تجعله مناسباً للاستخدام في نظم التصوير المكروي فبالإضافة إلى فعاليته وخفة وزنه فإنه قادر على العمل على مجال ترددي واسع مع تقديم إشعاع اتجاهي ذو ربح يتراوح  $4-8\text{dB}$  وحزم جانبية منخفضة المطال. وقد استخدم عدة أنواع لهوائي فيفالدي في تصميم نظام التصوير المكروي حسب عدد الطبقات حيث يوجد هوائي أحادي الطبقة أو ما يسمى هوائي فيفالدي المغذى باستخدام ناقل شرائحي [4] والنوع الثاني فيتكون من طبقتين ويسمى هوائي فيفالدي antipodal [5] أما النوع الثالث فيسمى هوائي فيفالدي المتناقض والمتوازن balanced antipodal الذي يتكون من ثلاث طبقات من الشقوق المتناقصة تدريجياً [6]. وباعتبار أن الهدف الأساسي من استخدام الهوائي هو تصغير الأبعاد فقد تم اختيار النوع الأول وهو هوائي فيفالدي المغذى بخط نقل شرائحي لتصميم نظام التصوير المكروي وقد تم أحداث شق على شكل U على الطبقة العلوية للهوائي لتحسين أدائه من حيث الربح وعرض الحزمة والاتجاهية بالإضافة إلى تقليل الضياعات وتم تصميم نموذج وهمي للرأس لدراسة مدى فعالية الهوائي في كشف الأورام والإصابات الدماغية.

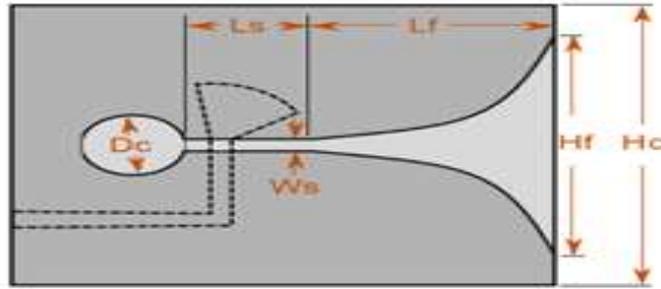
**أهمية البحث وأهدافه:**

تكمن أهمية البحث في المقدرة على الكشف المبكر عن الإصابات الدماغية مما يساهم في تقليل عدد الوفيات وهذا يعتمد على فعالية نظام التصوير المستخدم حيث يقدم نظام التصوير المكروي حلاً مناسباً بالمقارنة مع بقية أنظمة التصوير، وتعتمد جودة نظام التصوير المكروي على فعالية الهوائي المستخدم في تصميم النظام . يتلخص هدف البحث في تصميم هوائي فيفالدي يمكن استخدامه مباشرة للتشخيص السريع للإصابات الدماغية وتحسين أداء هذا الهوائي وذلك بإحداث شق على شكل حرف U على الطبقة العلوية من الهوائي ودراسة فعاليته في كشف الإصابات الدماغية عن طريق تطبيقه على نموذج وهمي للرأس ودراسة تأثير وجود ورم على أداء الهوائي.

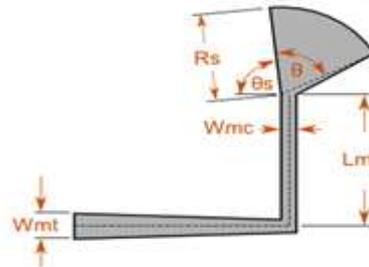
**طرائق البحث ومواده:****1. تصميم الهوائي:**

يبين الشكل (2) هوائي فيفالدي ذو الشق المتناقص أسياً والمغذى باستخدام خط نقل شرائحي. ويتكون هذا الهوائي من خط تغذية مكون من خط نقل شرائحي متناقص خطياً بحيث يكون عرض إحدى نهايتيه مساوياً عرض ممانعة الدخل  $W_{mt}$  وطوله  $L_{mt}$  ليتم وصله إلى خط نقل محوري أما النهاية الأخرى فتكون ذات عرض مساوي لعرض ممانعة خط التوصيل الشرائحي  $W_{mc}$  الذي يكون طوله  $L_{mc}$  ويستخدم قطع نصف قطري بزاوية  $\theta$  وينصف قطر  $R_s$  لتحقيق الموافقة مع شق دائري قطره DC والمتصل مع خط النقل المسؤول عن نقل الأمواج الكهرومغناطيسية من خط التغذية إلى خط الإشعاع وهو عبارة عن شق مستطيل الشكل ذي ممانعة Zs مساوية لممانعة خط التوصيل الشرائحي  $Z_{mc}$  عرضه WS وطوله LS بالإضافة إلى خط الإشعاع الذي يكون عبارة عن شق متناقص تدريجياً بشكل أسّي وهو الجزء الأهم في الهوائي كونه مسؤول عن إشعاع الأمواج الكهرومغناطيسية إلى الفراغ. ويمكن تحديد الشق المتناقص أسياً باستخدام المعادلة التالية [7]:

$$Y = \pm C_1 \cdot e^{RX} \mp C_2 \quad (1)$$



الشكل (2-أ): السطح العلوي لهوائي فيفالدي المغذى شرائحياً.



الشكل (2-ب): السطح السفلي لهوائي فيفالدي المغذى شرائحياً.

حيث أن R تمثل نسبة التناقص الأسي أما  $C_1$  و  $C_2$  فيتم تحديدها باستخدام المعادلتين التاليتين [7]:

$$C_1 = \frac{Y_2 - Y_1}{e^{RX_2} - e^{RX_1}} \quad (2)$$

$$C_2 = \frac{Y_1 e^{RX_2} - Y_2 e^{RX_1}}{e^{RX_2} - e^{RX_1}} \quad (3)$$

حيث أن  $L_f = X_2 - X_1$  طول الشق المتناقص

وتحدد النهاية الواسعة لفتحة الشق المتناقص أسياً  $H_f = 2(Y_2 - Y_1)$  تردد القطع السفلي لعرض الحزمة الترددية الممكن إشعاعها باستخدام هذا الهوائي ويجب أن تحقق الشرط التالي [8]:

$$W_{max} < H_f < W_{min} \quad (4)$$

حيث أن [8]:

$$W_{max} = \frac{\lambda_g}{2} = \frac{c}{2f_{min} * \sqrt{\epsilon_r}} \quad (5)$$

$$W_{min} = \frac{c}{f_c * \sqrt{\epsilon_r}} \quad (6)$$

$$\lambda_g = \frac{c}{f_{min} * \sqrt{\epsilon_r}} \quad (7)$$

حيث:

$c = 3 \times 10^8 m/sec$ : سرعة الضوء في الخلاء.

$\epsilon_r$ : ثابت العازلية النسبي لطبقة الأساس المختارة.

$f_c$ : التردد المركزي لحزمة التمرير.

$f_{min}$ : التردد القطع السفلي لحزمة التمرير.

$\lambda_g$ : طول موجة القطع.

أما تردد القطع العلوي لعرض الحزمة فيحدده عرض الشق المستطيل  $W_s$ .

## 2. نسبة الامتصاص المحددة (SAR) Specific Absorption Rate:

هي مقدار طاقة الإشارة المكروية التي يتم امتصاصها من قبل الأنسجة في جسم الإنسان. كما يشير إلى المعدل الوسطي للطاقة التي يتم امتصاصها لكل كيلوغرام من الأنسجة (Watt/Kg). وتعرف رياضياً وفق العلاقة التالية [9]:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 = \frac{J}{\rho \sigma} \quad (8)$$

حيث تمثل E[V/m] شدة الحقل الكهربائي في الأنسجة، J[A/m] كثافة التيار،  $\sigma[S/m]$  ناقلية أنسجة الرأس،  $\rho[kg/m^3]$  كثافة أنسجة الرأس.

ويتم تحديد قيمة SAR المناسبة وفقاً لمعايير الصحة العالمية من أجل الحفاظ على سلامة المريض والتي تتوقف على عدة عوامل وهي قيمة تردد العمل ونوع الهوائي والمسافة بين الهوائي وأنسجة الجسم. بالاعتماد على معايير الصحة العالمية قد تتغير قيمة SAR المطلوب تحقيقها فمن أجل كل 1g من الأنسجة يجب أن تكون قيمة SAR أقل أو تساوي 1.6 W/Kg في حال عدم وجود ورم بينما تكون هذه القيمة أكبر من 1.6W/Kg في حال وجود الورم لذلك يتم دراسة خواص الهوائي في حالة الرأس السليم من مقدار الاستطاعة الضائعة وشدة الحقل الكهربائي والمغناطيسي وحساب نسبة الامتصاص المحددة SAR ومقارنتها مع تلك التي في حالة الرأس المصاب.

### 3. تصميم هوائي فيفالدي التقليدي:

تم تصميم وتحليل هوائي فيفالدي لتمرير حزمة ترددية [2-7]GHz باستخدام برنامج المحاكاة CST Studio suit 2017 حيث تم اختيار طبقة الأساس FR4 نظراً لتوافرها وخفة وزنها وهي ذات ثابت عازلية نسبي  $\epsilon_r = 4.4$  وسماكة  $H=1.6mm$ . وتم اختيار نسبة الشق المتناقص أسياً  $R=0.15$  و باعتبار أن  $f_{min} = 2GHz$  بالاعتماد على العلاقة (4) يجب أن تكون قيمة  $H_f$  بين القيمتين:

$$31.78mm < H_f < 35.8mm$$

وقد تم اختيارها لتكون  $H_f = 32mm$ .

وبما أن طول الشق المتناقص أسياً يجب أن يكون أكبر من نصف طول موجة القطع  $\lambda_g = 71.5mm$ . وقد تم اختيار  $L_f = 40mm$ .

وبناء على ذلك تعطى معادلة الشق المتناقص أسياً بالشكل التالي:

$$Y = \pm 0.04e^{RX} \mp 0.45$$

وقد وجد أن ممانعة الشق المستطيل التي تساوي ممانعة خط التوصيل الشرائحي يجب أن تتراوح بين  $[75-100]\Omega$  [8]. وقد تم اختيار  $Z_s=Z_{mc}=98 \Omega$ . وعليه فإن:  $W_s = 0.98mm$ ,  $L_s = 9mm$ ,  $L_{mc} = 16mm$ ,  $W_{mc} = 0.79mm$ .

ويجب أن تكون ممانعة التغذية  $Z_{mt}=50 \Omega$  وبالتالي:  $W_{mt} = 3.04mm$ ,  $L_{mt} = 18mm$ .

أما بقية الأبعاد المذكورة في الشكل (2):  $H_c = 55mm$ ,  $D_c = 7mm$ ,  $\theta = 80^\circ$ ,  $\theta_s = 90^\circ$ ,  $R_s = 9mm$ .

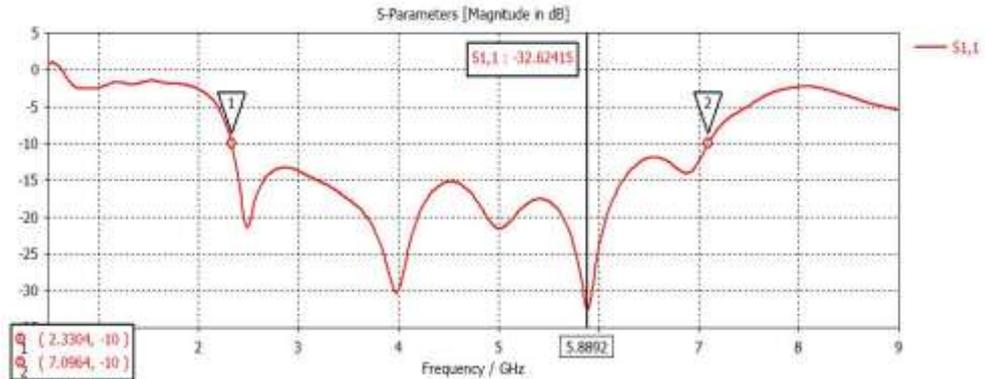
### النتائج والمناقشة:

#### 1. الهوائي التقليدي:

يبين الشكل (3) فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي الموضح في الشكل (2) حيث يتضح أن مجال تمرير الهوائي [2.33-7.09]GHz وبالتالي عرض الحزمة الجزئي:

$$FBW = \frac{f_{max}^2 - f_{min}^2}{(f_{max}^2 + f_{min}^2)} \times 100\% = 80\% > 20\%$$

و بالتالي الهوائي عريض الحزمة وتبلغ أقل قيمة لفقد الانعكاس -32.62dB.



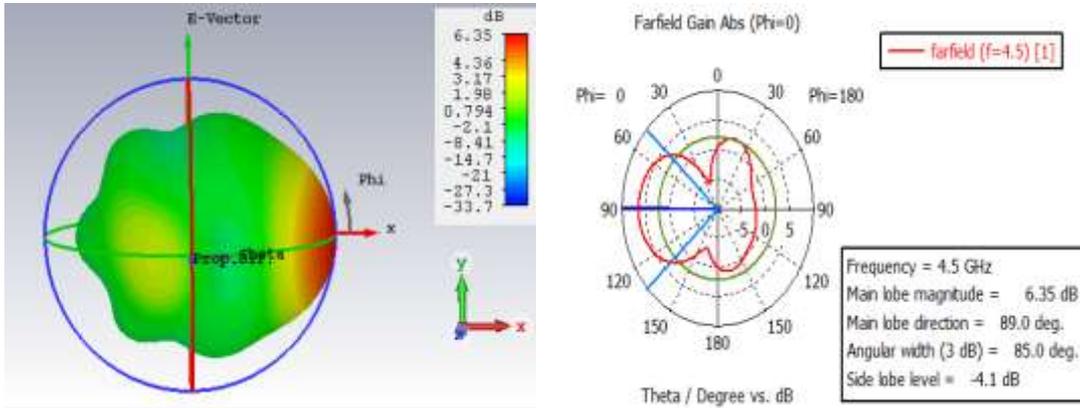
الشكل (3): فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي التقليدي.

بينما يوضح الشكل (4) قيم ربح الهوائي ضمن حزمة التمرير. حيث أن أكبر قيمة للربح هي 6.62dB.



الشكل (4): قيم ربح الهوائي ضمن حزمة التمرير.

ويوضح الشكل (5) مخططي الإشعاع القطبي وثلاثي الأبعاد للهوائي عند التردد  $f_1 = 4.5GHz$ .

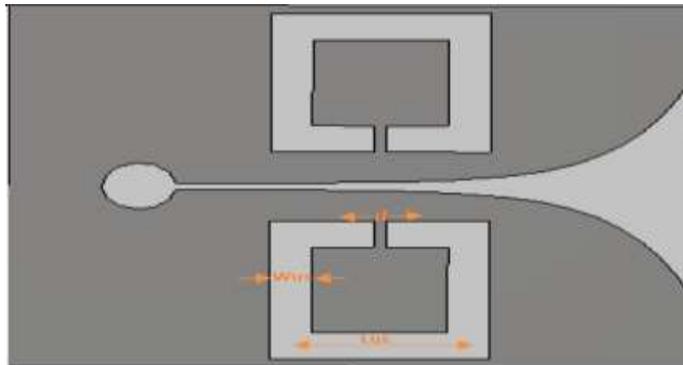


الشكل (5-ب): مخطط الإشعاع ثلاثي الأبعاد للهوائي عند التردد  $f_1 = 4.5GHz$

الشكل (5-أ): مخطط الإشعاع لهوائي فيفالدي التقليدي عند التردد  $f_1 = 4.5GHz$

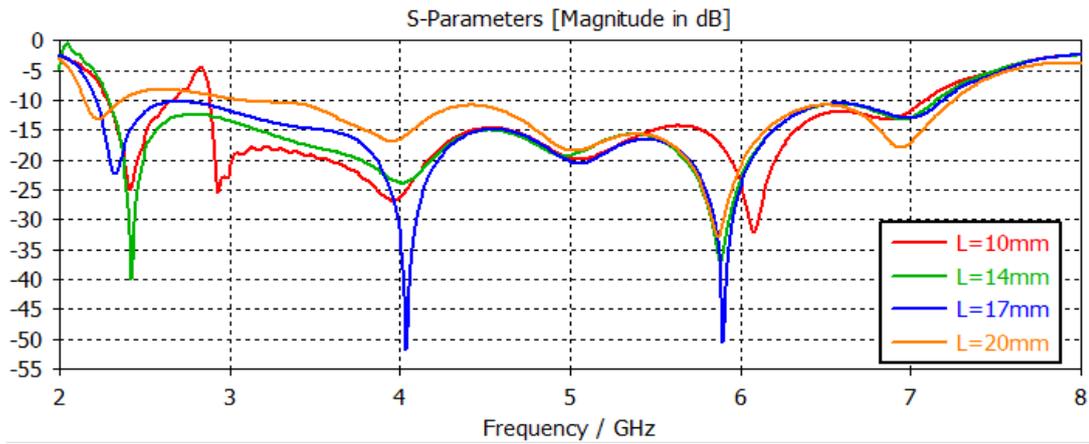
## 2. الهوائي ذي الشق على شكل حرف U:

ومن أجل الحصول على أداء أفضل تم إحداث شق على شكل حرف U على الطبقة العلوية من الهوائي ضمن القسم المسؤول عن الإشعاع الا وهو الشق المتناقص أسياً ليصبح الشكل النهائي للهوائي كما هو مبين في الشكل (6).

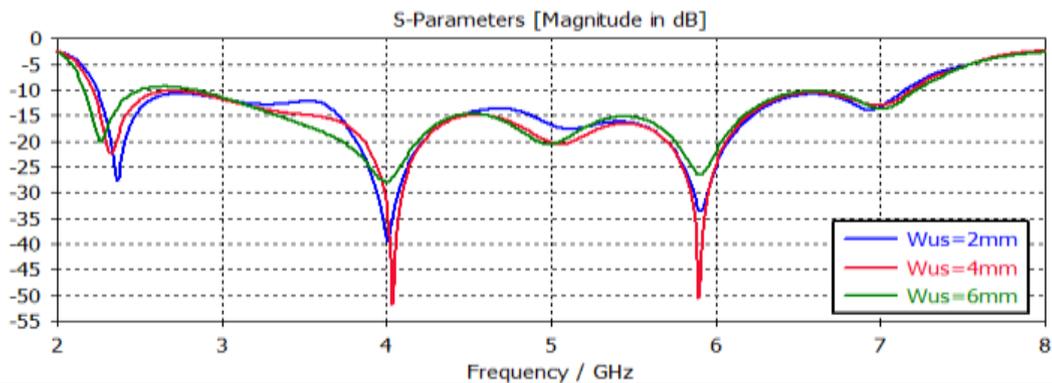


الشكل (6): هوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U.

يبين الشكلين (7) و (8) فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U وذلك من أجل قيم مختلفة للبعدين  $L$  و  $W_{US}$ .

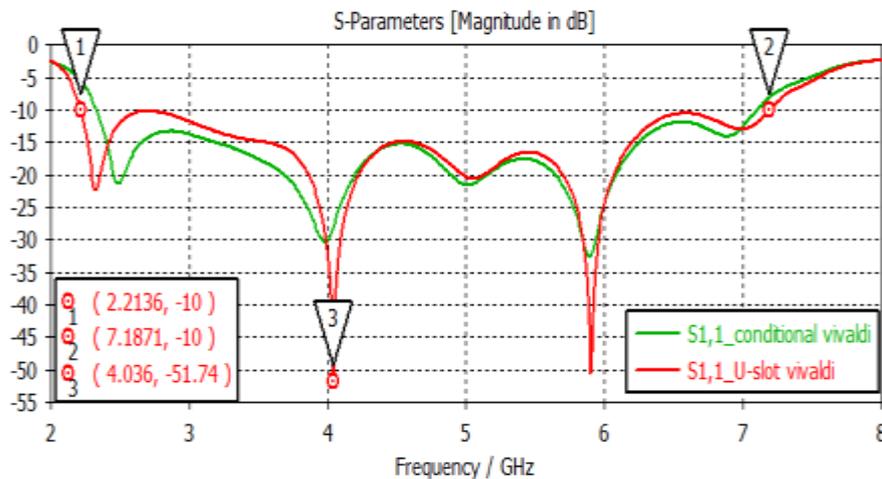


الشكل (7) : فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U من أجل قيم مختلفة للبعد L.



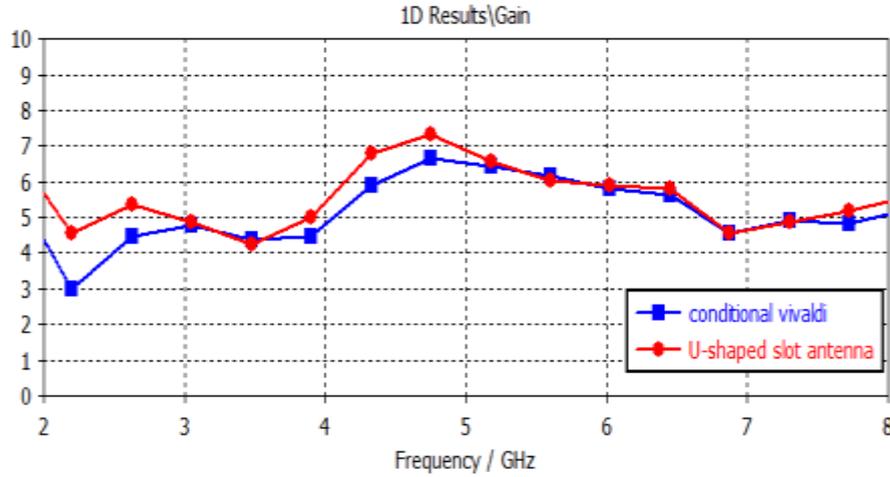
الشكل (8) : فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U من أجل قيم مختلفة للبعد Wus.

وبناء على الشكلين (7) و (8) تم اختيار الأبعاد:  $L_{US} = 17mm$ ,  $W_{US} = 4mm$ ,  $d=1mm$  ويتضح من الشكل (9) الذي يبين فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U أن حزمة التمرير أصبحت  $[2.213-7.187]$  GHz وبذلك يصبح عرض الحزمة الجزئي  $FBW=82.7\%$  وأن أقل قيمة لفقد الانعكاس  $-51.73$  dB.



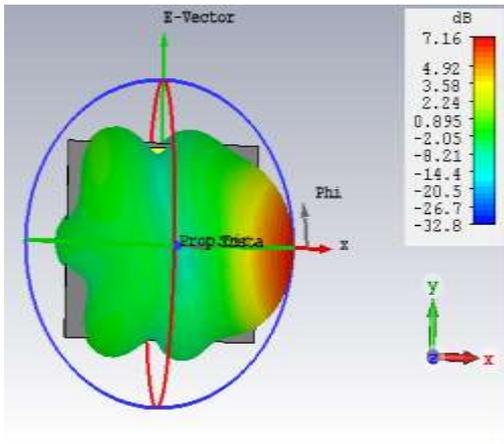
الشكل (9) : فقد الانعكاس S11 لهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U.

أما قيم الريح ضمن حزمة التمرير فهي مبينة في الشكل (10) فقد أصبحت أكبر قيمة له هي 7.36dB.

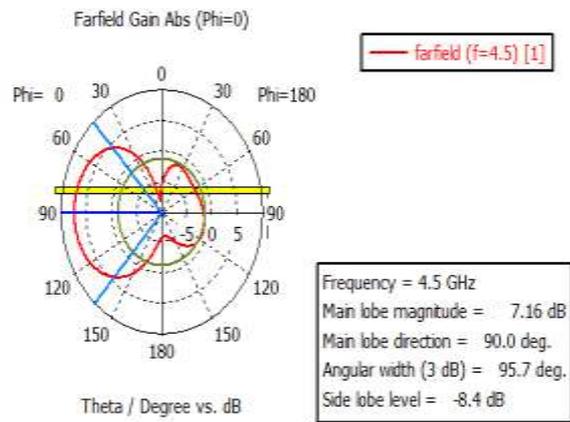


الشكل (10): قيم الريح ضمن حزمة التمرير.

وبين الشكل (11) مخططي الإشعاع القطبي وثلاثي الأبعاد للهوائي ذي الشق على شكل حرف U عند التردد  $f_1 = 4.5\text{GHz}$ .



الشكل (11-b): مخطط الإشعاع ثلاثي الأبعاد للهوائي ذي الشق على شكل حرف U عند التردد  $f_1 = 4.5\text{GHz}$ .



الشكل (11-a): مخطط الإشعاع القطبي للهوائي ذي الشق على شكل حرف U عند التردد  $f_1 = 4.5\text{GHz}$ .

يلخص الجدول (1) مقارنة بين هوائي فيفالدي التقليدي وهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U اعتماداً على قيم كل من التردد السفلي والعلوي والريح الأعظمى وقيمة فقد الانعكاس الأصغرية.

الجدول (1): مقارنة بين هوائي فيفالدي التقليدي وهوائي فيفالدي ذو الشق على شكل حرف U.

الهوائي	التردد السفلي [GHz] $f_{min}$	التردد العلوي [GHz] $f_{max}$	عرض الحزمة الجزئي % $FBW$	الريح الأعظمى [dB] $G_{max}$	فقد الانعكاس الأصغري [dB] $S_{11}$
هوائي فيفالدي التقليدي	2.33	7.09	80	6.62	-32.62
هوائي فيفالدي المحسن	2.213	7.187	82.7	7.36	-51.73

يتبين من الجدول (1) أن إحداث شق على شكل حرف U خفض تردد القطع السفلي وزاد تردد القطع العلوي مما ساهم في زيادة عرض الحزمة الجزئي بالإضافة إلى زيادة قيمة الريح الأعظمية في الاتجاه الأمامي وتقليل فقد الانعكاس S11 مما يعني تقليل الضياعات الناتجة عن عدم الموافقة. تم مقارنة أداء الهوائي المحسن مع الهوائي التقليدي من حيث شكل المخطط الإشعاعي وكانت النتائج كما في الجدول (2).

الجدول (2) : مقارنة بين مخططي الإشعاع القطبي للهوائيين عند التردد  $f_1 = 4.5GHz$ .

الهوائي	الريح في الاتجاه الأمامي [dB]	اتجاه الحزمة الأمامية [deg]	زاوية منتصف الاستطاعة [deg]	مستوى ربح الحزم الجانبية [dB]
هوائي فيفالدي التقليدي	6.35	89	85	-4.5
هوائي فيفالدي المحسن	7.16	90	95.7	-8.4

يتضح من الجدول (2) أن إحداث شق على شكل حرف U في هوائي فيفالدي ساهم في تحسين اتجاهية الهوائي من خلال زيادة الريح في الاتجاه الأمامي وتقليل مستوى الريح للحزم الجانبية وبالتالي تركيز الريح في الاتجاه الأمامي وزيادة مجال مسح الهوائي من خلال زيادة زاوية منتصف الاستطاعة. يوضح الجدول (3) مقارنة بين الهوائي المحسن باستخدام الشق على شكل حرف U والهوائي المحسن باستخدام الشق المثلي في المرجع [10].

الجدول (3) مقارنة بين الهوائي المحسن باستخدام الشق على شكل حرف U والهوائي المحسن باستخدام الشق المثلي في المرجع [10].

الهوائي المحسن	الريح الأعظمي بدون الشق [dB]	الريح الأعظمي بوجود الشق [dB]	فقد الانعكاس بدون الشق [dB]	فقد الانعكاس بوجود الشق [dB]
الهوائي المحسن	6.62	7.36	-32.62	-51.73
الهوائي في [10]	5.477	6.041	-17.818	-18.495

يتضح من الجدول (3) أن الشق على شكل حرف U يزيد الريح بشكل أكبر ويقلل فقد الانعكاس بشكل واضح بالمقارنة مع الشق المثلي.

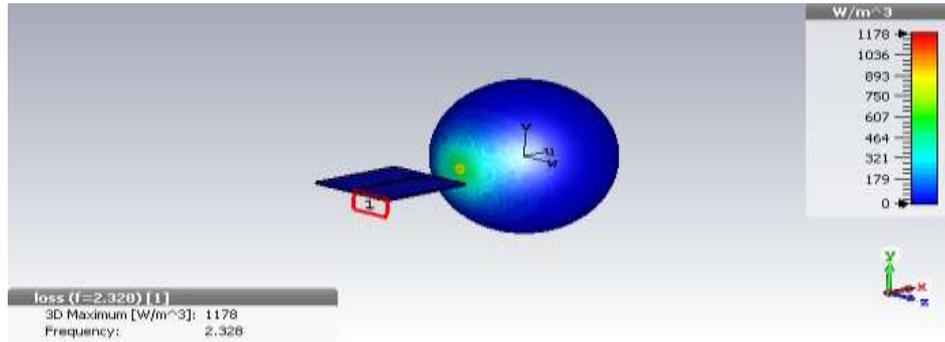
### 3. فعالية الهوائي في كشف الإصابات الدماغية:

تم استخدام كل من الهوائي التقليدي والمحسن في كشف الإصابات الدماغية من خلال توجيه الإشعاع باتجاه نموذج الرأس الوهمي البسيط المؤلف من طبقة الدماغ على شكل كرة ذات نصف قطر 5.5cm وقيم ثابتة العازلية النسبية  $\epsilon_r = 45.8$  والناقلية  $\sigma = 0.77 S/m$  وبكثافة  $1043kg/m^3$  [7]. حيث تم إيجاد قيمة كل من النسبة SAR والحقل المغناطيسي H والحقل الكهربائي E وذلك في حالة الرأس السليم والرأس المصاب عند التردد  $f = 2.328GHz$  وذلك لكل من الهوائي التقليدي والهوائي المحسن.

### 1.3. الهوائي التقليدي:

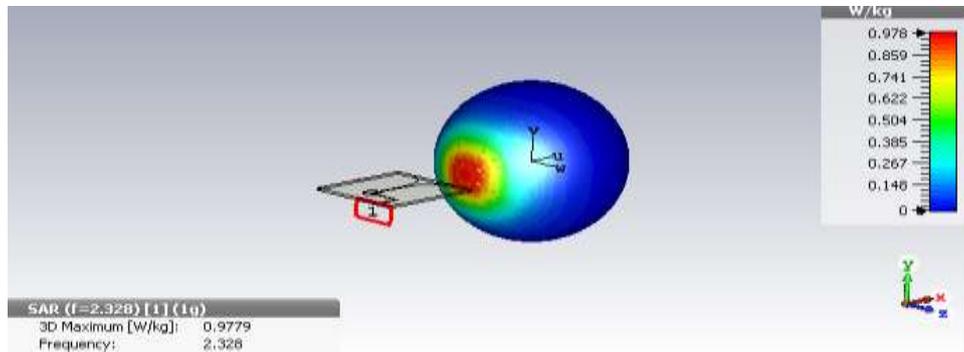
أ. في حالة الرأس السليم:

حيث وجد أن كثافة الاستطاعة الضائعة  $1178 \text{ w/m}^3$  عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (12).



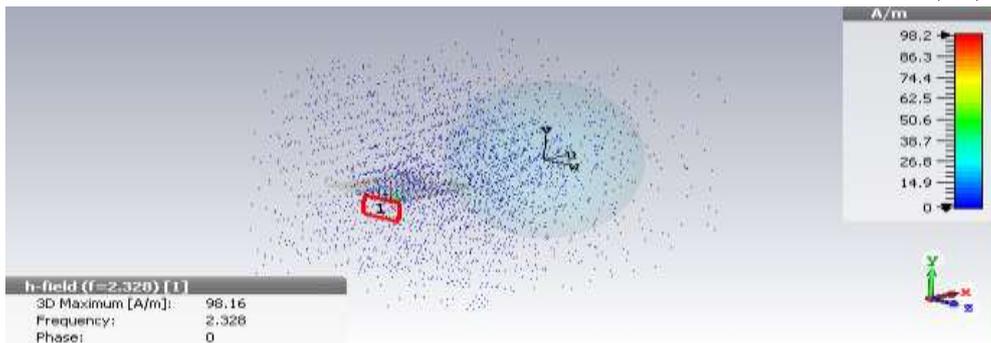
الشكل (12): كثافة الاستطاعة الضائعة في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$ .

بينما تكون نسبة الامتصاص النوعية  $0.9779 \text{ w/kg}$  عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (13).



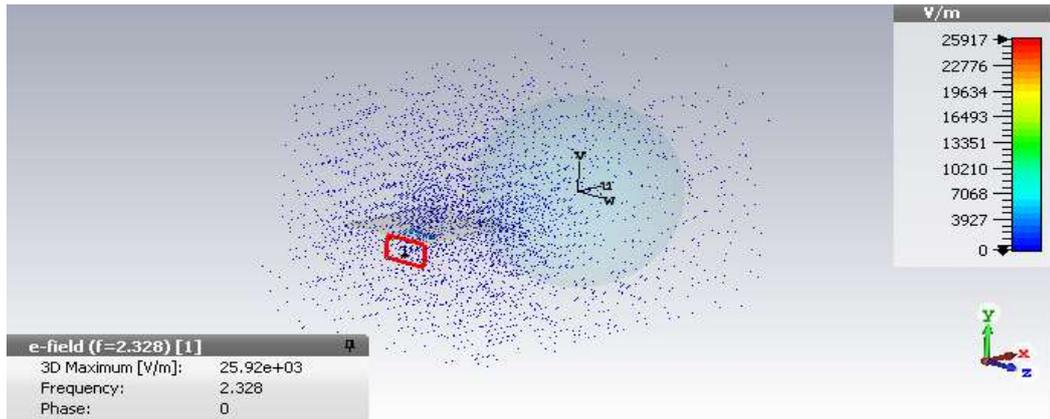
الشكل (13): النسبة المحددة للامتصاص في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$ .

أما قيمة الحقل المغناطيسي H في الرأس السليم فبلغت  $98.16 \text{ A/m}$  عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (14).



الشكل (14): الحقل المغناطيسي في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$ .

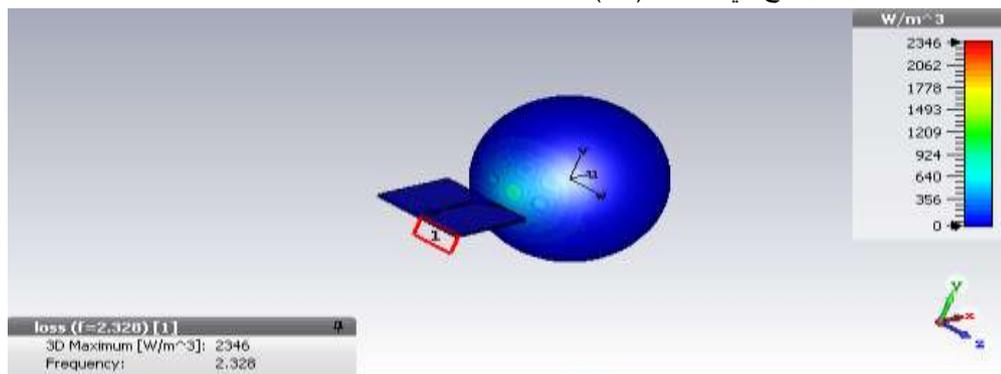
كما تم إيجاد توزيع وقيم الحقل الكهربائي E في الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (15).



الشكل (15): الحقل الكهربائي في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$ .

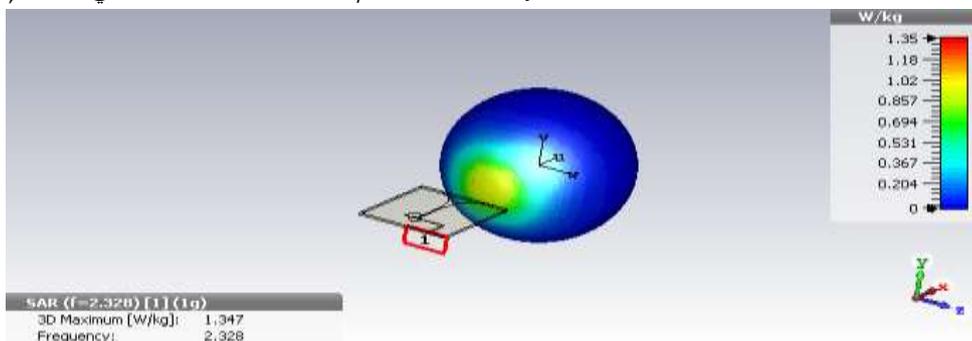
ب. في حالة الرأس المصاب:

بعد ذلك تم إيجاد قيمة كل من النسبة SAR والحقل المغناطيسي H والحقل الكهربائي E في حالة وجود ورم ضمن الرأس على شكل مكعب بحجم  $(5 \times 5 \times 5)\text{mm}^3$  وثابت العازلية النسبي  $\epsilon_r = 54.08$  والناقلية  $\sigma = 2.62\text{ S/m}$  وبكثافة  $1000\text{kg/m}^3$  على بعد  $D=52.5\text{mm}$  من الهوائي وكانت النتائج كما هو موضح في الأشكال (16) و(17) و(18) و(19). حيث تم إيجاد أعظم قيمة ضياع للاستطاعة  $2346\text{ W/m}^3$  عند التردد  $f=2.328\text{GHz}$  كما هو موضح في الشكل (16).



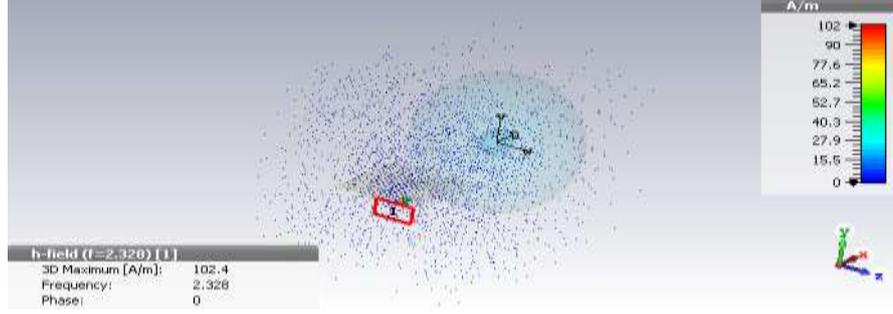
الشكل (16): كثافة الاستطاعة الضائعة في حالة وجود ورم في الدماغ عند التردد  $f = 2.328\text{ GHz}$

أما نسبة الامتصاص النوعية عند التردد  $f = 2.328\text{ GHz}$  فبلغت القيمة  $1.347\text{ W/kg}$  كما هو مبين في الشكل (17).



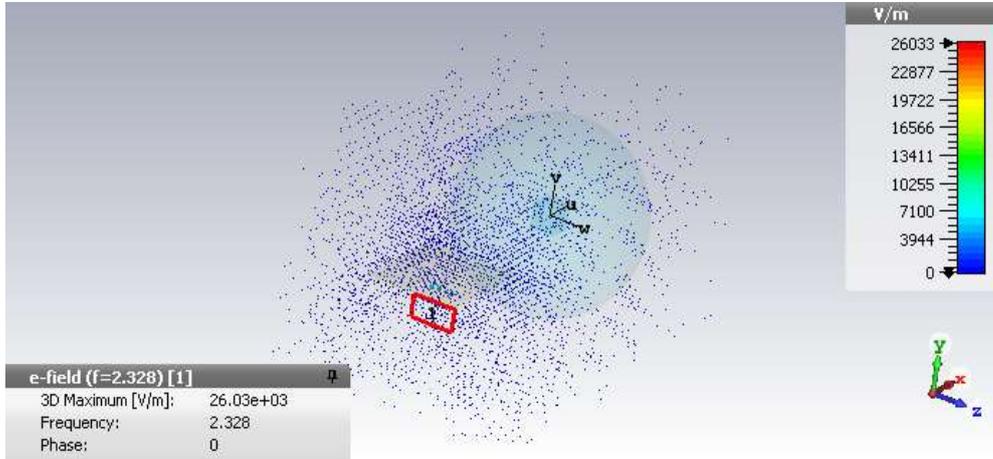
الشكل (17): النسبة المحددة للامتصاص في حالة وجود ورم عند التردد  $f = 2.328\text{ GHz}$

تم تحديد توزع الحقل المغناطيسي H في حالة وجود الورم عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$  وكانت النتائج كما في الشكل (18).



الشكل (18): الحقل المغناطيسي في حالة وجود ورم في الدماغ عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$ .

أما توزع الحقل الكهربائي في الدماغ في حالة وجود ورم عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$  فهي موضحة في الشكل (19).



الشكل (19): الحقل الكهربائي في حالة وجود ورم في الدماغ عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$ .

يوضح الجدول (4) مقارنة بين حالة الرأس السليم وحالة وجود ورم من ناحية قيم النسبة SAR والحقل المغناطيسي H والحقل الكهربائي E وكثافة الاستطاعة الضائعة وذلك من أجل هوائي فيفالدي التقليدي.

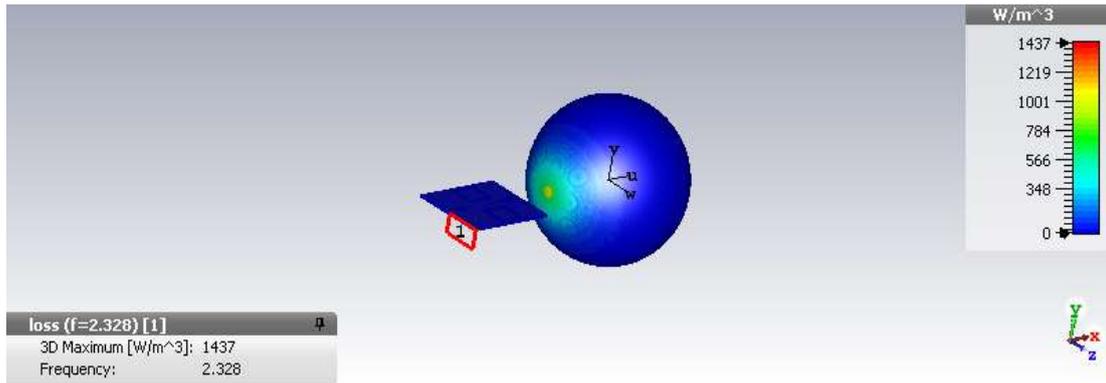
الجدول (4): مقارنة بين حالة الرأس السليم وحالة وجود ورم لهوائي فيفالدي التقليدي.

الحالة	النسبة المحددة للامتصاص [W/kg] SAR	كثافة الاستطاعة الضائعة $[kg/m^3]$	قيمة الحقل المغناطيسي A/m	قيمة الحقل الكهربائي V/m
الرأس السليم	0.9779	1178	98.2	25917
وجود ورم	1.347	2346	102	26033

### 2.3. الهوائي المحسن:

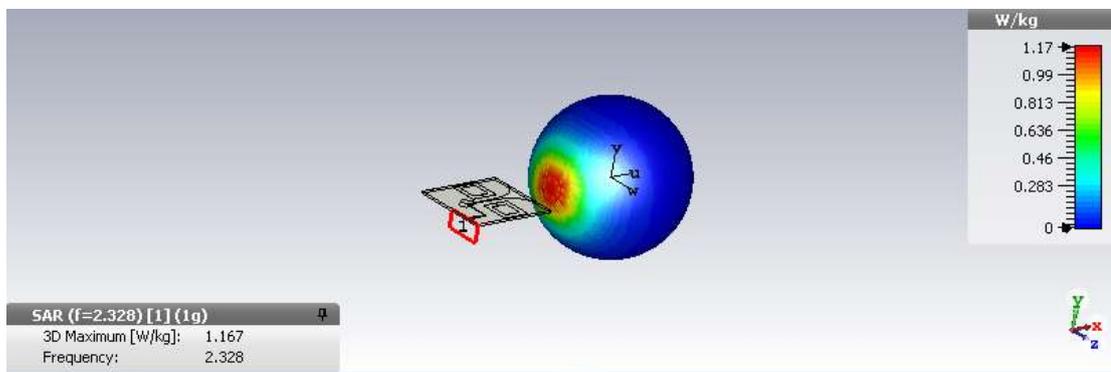
أ. حالة الرأس السليم:

حيث بلغت كثافة الاستطاعة الضائعة  $1437 \text{ w/m}^3$  عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$  كما هو مبين في الشكل (20).



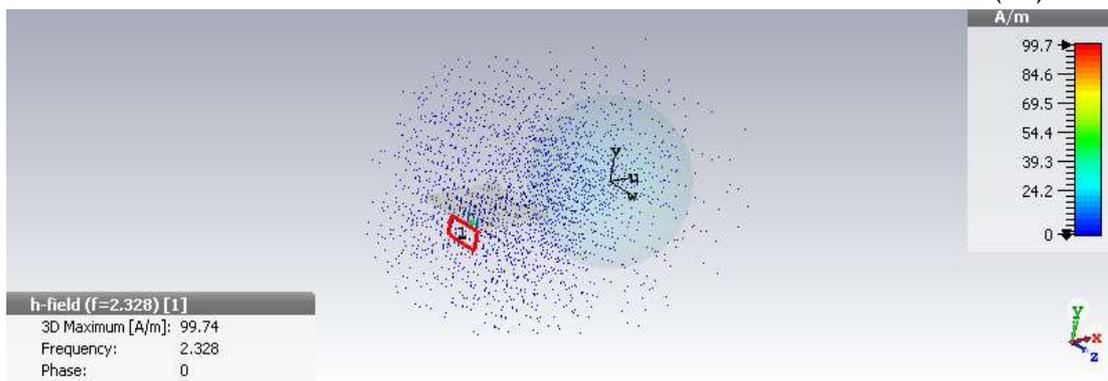
الشكل (20): كثافة الاستطاعة الضائعة في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$

وبلغت نسبة الامتصاص النوعية  $1.167\text{ w/kg}$  عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (21).



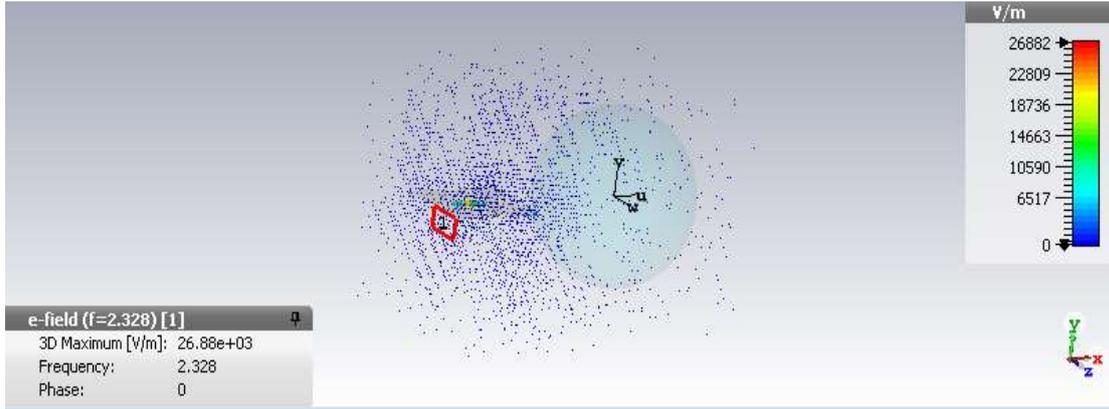
الشكل (21): النسبة المحددة للامتصاص في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{ GHz}$

أما قيمة الحقل المغناطيسي H في الرأس السليم فبلغت  $99.74\text{ A/m}$  عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (22).



الشكل (22): الحقل المغناطيسي في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$

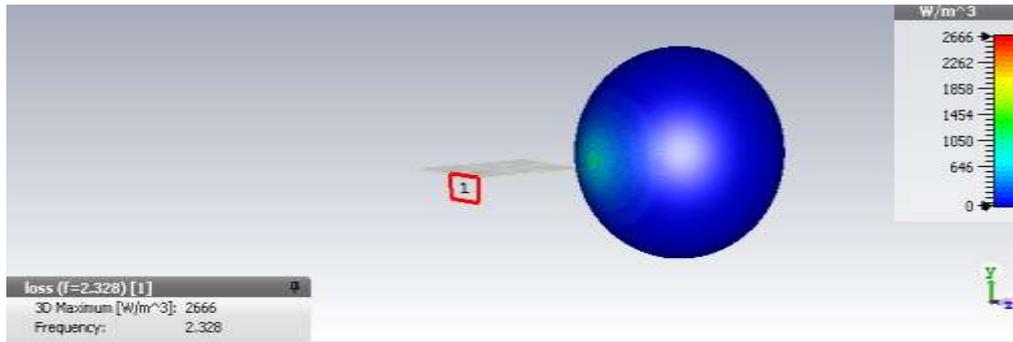
كما تم إيجاد توزيع وقيم الحقل الكهربائي E في الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328\text{GHz}$  كما هو مبين في الشكل (23).



الشكل (23): الحقل الكهربائي في حالة الرأس السليم عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$ .

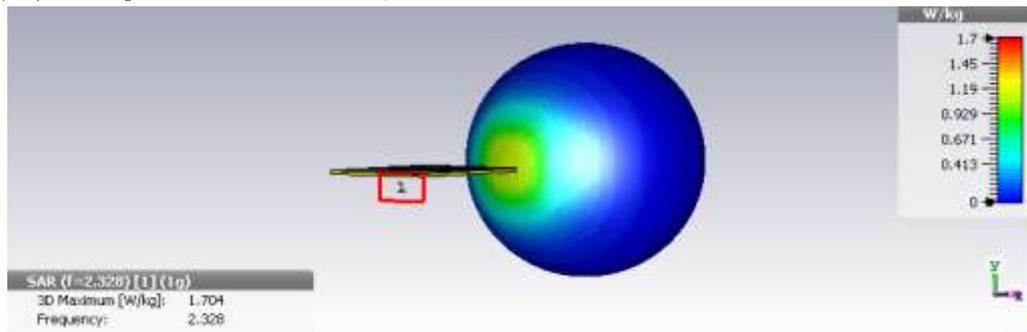
ب. حالة الرأس المصاب:

حيث تم إيجاد أعظم قيمة ضياع للاستطاعة  $2666 \text{ W/m}^3$  عند التردد  $f=2.328 \text{ GHz}$  كما هو موضح في الشكل (24).



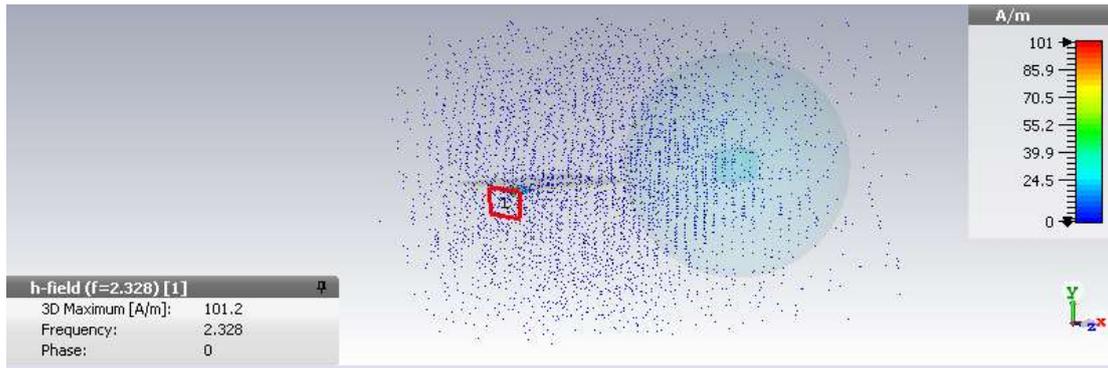
الشكل (24): كثافة الاستطاعة الضائعة في حالة وجود ورم في الدماغ عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$ .

أما نسبة الامتصاص النوعية عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$  فبلغت القيمة  $1.704 \text{ W/kg}$  كما هو مبين في الشكل (25).



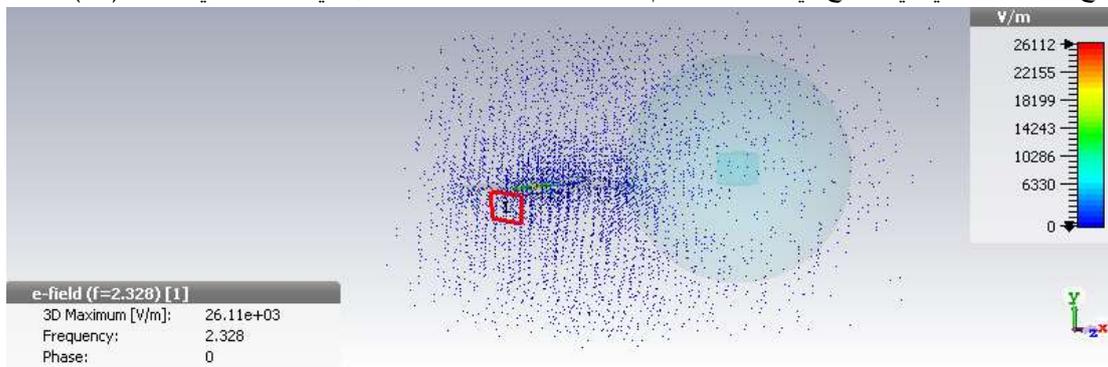
الشكل (25): النسبة المحددة للامتصاص في حالة وجود ورم عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$ .

تم تحديد توزيع الحقل المغناطيسي H في حالة وجود الورم عند التردد  $f = 2.328 \text{ GHz}$  وكانت النتائج كما في الشكل (26).



الشكل (26): الحقل المغناطيسي في حالة وجود ورم في الدماغ عند التردد  $f = 2.328GHz$ .

أما توزيع الحقل الكهربائي في الدماغ في حالة وجود ورم عند التردد  $f = 2.328GHz$  فهي موضحة في الشكل (27).



الشكل (27): الحقل الكهربائي في حالة وجود ورم في الدماغ عند التردد  $f = 2.328GHz$ .

يوضح الجدول (5) مقارنة بين حالة الرأس السليم وحالة وجود ورم من ناحية قيم النسبة SAR والحقل المغناطيسي H والحقل الكهربائي E وكثافة الاستطاعة الضائعة من أجل هوائي فيفالدي ذي الشق على شكل حرف U.

الجدول (5) : مقارنة بين حالة الرأس السليم وحالة وجود ورم لهوائي فيفالدي المحسن.

الحالة	النسبة المحددة للامتصاص [W/kg] SAR	كثافة الاستطاعة الضائعة $[kg/m^3]$	قيمة الحقل المغناطيسي A/m	قيمة الحقل الكهربائي V/m
الرأس السليم	1.167	1437	99.7	26882
وجود ورم	1.704	2666	101.2	26112

يوضح الجدول (6) مقارنة بين فعالية هوائي فيفالدي التقليدي وهوائي فيفالدي المحسن لاستخدامه في نظام التصوير الميكروي من خلال دراسة الفرق في مقدار التغير الذي يبديه كل من الهوائيين من حيث الفرق بين قيم نسبة الامتصاص النوعية SAR.

الجدول (6) : مقارنة بين فعالية هوائي فيفالدي التقليدي وهوائي فيفالدي المحسن لاستخدامه في نظام التصوير الميكروي.

مقدار الفرق	قيمة SAR في حالة وجود ورم [W/kg]	قيمة SAR في حالة عدم وجود ورم [W/kg]	
0.3691	1.347	0.9779	الهوائي التقليدي
0.537	1.704	1.167	الهوائي المحسن

حيث يلاحظ من الجدول (6) أن الهوائي التقليدي لا يعطي قيمة SAR أكبر من 1.6W/Kg في حالة وجود ورم بينما تكون أكبر منها في الهوائي المحسن كما أن الهوائي المحسن أكثر فعالية من الهوائي التقليدي من حيث أنه يقدم فرق أكبر في قيمة النسبة SAR بين الحالة السليمة وحالة وجود ورم بالمقارنة مع الهوائي التقليدي وبالتالي يفضل استخدام الهوائي المحسن في تصميم نظام تصوير ميكروي قادر على اكتشاف وتشخيص الإصابات الدماغية.

### الاستنتاجات والتوصيات:

- تم تصميم هوائي فيفالدي وتحسين أدائه من خلال إحداث شق على شكل حرف U الذي ساهم في تخفيض تردد القطع السفلي وزيادة تردد القطع العلوي مما ساهم في زيادة عرض الحزمة الجزئي بمقدار 2.7% بالإضافة إلى أنه زاد قيمة الريح الأعظمية في الاتجاه الأمامي لتصبح 7.36 dB وتقليل فقد الانعكاس S11 إلى القيمة -51.73 dB مما يعني تقليل الضياعات الناتجة عن عدم الموافقة، بالإضافة إلى تقليل مستوى الحزم الجانبية إلى النصف أي تركيز الإشعاع في الاتجاه الأمامي وزيادة منطقة مسح الهوائي في الاتجاه الأمامي.
- بين استخدام الهوائي المطور في كشف الإصابات الدماغية مع نموذج الرأس الوهمي وجود اختلاف في أداء الهوائي من قيمة الامتصاص المحددة SAR التي تزداد من القيمة 1.167W/kg إلى القيمة 1.704W/kg وقيمة الحقل المغناطيسي H وقيمة الحقل الكهربائي في حالة الرأس السليم بالمقارنة مع حالة وجود ورم في الدماغ.
- لذلك فإن الهوائي فعال ونوصي باستخدامه في أنظمة التصوير الميكروي لكشف وتشخيص الإصابات الدماغية.

### المراجع:

- [1] HASSAN,N.A.MOHAMED,M.M.TAYAL,M.B. *Basic Evaluation Of Antennas Used In Microwave Imaging For Breast Cancer Detection*. Computer Science & Information Technology (CS & IT). 2016, 55-63.
- [2] SCAPTICCI,R.DI DONATO,L.CATAPANO,I.CROCCO,L. *A Feasibility Study On Microwave Imaging For Brain Stroke Monitoring*. Progress In Electromagnetics Research B, Vol. 40, 2012,305-324.
- [3] MOOSAZADEH, M. KHARKOVSKY, S. *Design of ultra-wideband antipodal Vivaldi antenna for microwave imaging applications*. IEEE International Conference on Ubiquitous Wireless Broadband (ICUWB). 2015,1-4.
- [4] BASHRI, M. S. ARSLAN, T. ZHOU, W. HARIDAS, N. *Wearable device for microwave head imaging*,46th European Microwave Conference (EuMC).2016,671-674.

- [5] DE OLIVEIRA, A. M. JUSTO, J. F. PEROTONI, M. B. KOFUJI, S. T. NETO, A. G. BUENO, R. C. BAUDRAND, H. B. *A High Directive Koch Fractal Vivaldi Antenna Design For Medical Near-Field Microwave Imaging Applications*. Microwave and Optical Technology Letters .Vol. 59, 2017,337-345.
- [6] YU, H. YANG, G.H. WU, Q. SU, M. H. *Design and Optimization of UWB Vivaldi Antenna for Brain Tumor Detection*. \_IEEE International Conference on Microwave and Millimeter Wave Technology (ICMMT),2016.
- [7] ANGEL, J. MARY, A.J. *Design of Vivaldi Antenna for Brain Cancer Detection*. International Conference on Electronics and Communication Systems (ICECS -2014), Coimbatore, INDIA,2014.
- [8] DHAWAN, R. KAUR, G. *Vivaldi Antenna Simulation On Defining Parameters, Parametric Study And Results*. IJCTA.Vol.9, 2016. 5129-5138.
- [9] Inum,R., Rana Md. M., Shushama K. N., Quader Md. A. *EBG Based Microstrip Patch Antenna for Brain Tumor Detection via Scattering Parameters in Microwave Imaging System*. International Journal of Biomedical Imaging.2018,1-12.
- [10] KHAIRUDDIN, W.N.A.W.A. OTHMAN, M.A. AZIZI, M.S.N.YAAKOB,M. RAMLI,M.H. *Bandwidth Enhancement of Vivaldi Antenna Using Triangular Shaped Slots*. Jurnal Teknologi (Sciences & Engineering).Vol. 78,No.6–3 ,2016, 121–125