

كشف الإصابات الدماغية باستخدام الهوائيات عريضة الحزمة وخوارزمية التصوير المكروي متحد المركز

أ.د. عبد الكريم السالم* د. ريم العجي**

الملخص

تم في هذا البحث تصميم هوائي فيفالدي عريض الحزمة يعمل على الحزمة الترددية [2.33-7.09] GHz وبيربح أعظمي 6.62 dB وتم تحسين أداء هذا الهوائي باستخدام تقنية التجزئة المختلط كوخ-مينكويسكي لتصبح حزمة التمرير التي يعمل عندها الهوائي [2.209-7.09]GHz وبيربح أعظمي 8.26dB مع تقليل مستوى الحزم الجانبية وتركيز الإشعاع في الاتجاه الأمامي. وتم في هذا البحث أيضا تصميم نموذج رأس بشري افتراضي مكون من أربع طبقات وهي الجلد والدهون والجمجمة والدماغ ويقوم بخصائص عازلية تنسجم مع قيمتها في الحالة الطبيعية حيث اعتمد التصميم على استخدام الحزمة البرمجية التخصصية CST Microwave Studio Suite لاختبار فعالية الهوائي وإمكانية استخدامه في أنظمة التصوير الميكروي من خلال التأكد من أن قيمة معدل الامتصاص النوعي (SAR) Specific Absorption Rate في حالة كان الدماغ سليماً تحقق معايير منظمة الصحة العالمية لضمان سلامة المريض وتم التأكد من فعالية النظام في كشف الإصابات الدماغية من خلال تشكيل الصور المكروية الناتجة عن جمع الإشارات المنعكسة عن الرأس إلى الهوائي المقترح باستخدام خوارزمية التصوير الميكروي متحد المركز CMI المعتمدة على خوارزمية التأخير والجمع DAS وتحديد موقع الإصابة وجودة الصورة حيث تم كتابة الخوارزمية برمجياً باستخدام برنامج MATLAB.

الكلمات المفتاحية: نظام تصوير مكروي، هوائي فيفالدي، نموذج افتراضي للرأس، معدل الامتصاص النوعي، التصوير المكروي متحد المركز، خوارزمية التأخير والجمع.

*أستاذ، قسم الهندسة الالكترونية والاتصالات، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة البعث، حمص، سوريا.
**مدرس، قسم الهندسة الالكترونية والاتصالات، كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية، جامعة البعث، حمص، سوريا.

Brain Injury Detection Using Wideband Antennas and Confocal Microwave Imaging Algorithm

Dr.Abdulkarim Assalem*,

Eng.Reem Alagee**

Abstract

In this research, a wide-band Vivaldi antenna was designed to pass the frequency band [2.33-7.09] GHz with a maximum gain of 6.62dB. This antenna was improved using Hybrid Kock-Minkowski fractal technique to become bandpass [2.209-7.09] GHz with a maximum gain of 8.26 dB and decrease side lobe levels. Thus, focus the radiation in the main lobe direction. The design of a human head model of four layers, namely skin, fat, skull and brain, whose dielectric properties were compatible with their natural values was designed by CST microwave Studio Suite package to test the efficiency of the antenna in and possibility of its implementation in the microwave imaging systems which Specific Absorption Rate (SAR) value in the case of a healthy brain meets international standards to ensure patients safety. The effectiveness of the proposed system in detecting brain injuries was confirmed through the formation of micro-images resulting from collecting signals reflected from the head to the proposed antenna. The using a confocal microwave imaging algorithm CMI based on the DAS delay and sum algorithm, injury site determination and image quality. MATLAB software is used to write the DAS based CMI algorithm.

Keywords: microwave imaging system, Vivaldi antenna, head phantom, Specific absorption rate (SAR), Confocal microwave imaging algorithm, Delay and Sum algorithm

* Prof. Department of communication and electric engineering, Faculty of mechanical and electrical Engineering, Al-baath University, Homs, Syria.

** Teacher. Department of communication and electric engineering, Faculty of mechanical and electrical Engineering, Al-baath University, Homs, Syria.

1-المقدمة:

أدائها من عرض حزمة واتجاهية وريح وغيرها حيث تم إضافة تجاعيد على شكل شقوق مستطيلة على حواف الهوائي من أجل تحسين عرض الحزمة والحصول على حزمة إشعاع ضيقة [6]، كما تم استخدام الشكل ذاته مع إضافة عناصر شعرية في منطقة الشق المتناقص أسياً لتحسين الريح [7] وتم إضافة شقوق على شكل عين (Eye-shaped slots) أيضاً كما في [8].

يمكن التحدي الأساسي في التصوير المكروي عريض المجال في الحاجة لاستخدام خوارزمية إعادة بناء الصورة توفر دقة عالية وتخمين جيد للضجيج، وقد تم اقتراح العديد من خوارزميات إعادة بناء الصورة للاستخدام في تقنية التصوير المكروي عريض المجال كاستخدام طريقة التصوير أحادي المسبار من خلال طريقة الكشف و إعادة البناء SPIDR [9] وتم تطوير هذه الطريقة للحصول على مايسمى خوارزمية التصوير المكروي متحد المركز التي استخدمت في العديد من التطبيقات المكروية على سبيل المثال رادارات سبر باطن الأرض GPR [10] وتطبيقات التصوير الطبي كالكشف عن أورام الثدي [12,13] والسرطان الدماغي [11] والسكتة الدماغية [14] وسرطان الرئة [15] بالإضافة إلى تطبيقات الكشف كالكشف عن قضبان معدنية مدخلة في دعامة اسمنتية [16]. في هذا البحث تم تصميم هوائي فيفالدي واختبار أدائه من حيث عرض الحزمة والريح والخواص الإشعاعية باستخدام الحزمة البرمجية CST microwave studio الذي يستخدم طريقة العناصر المنتهية Finite element method (FEM)، وتم استخدام تقنية التجزئة المختلطة المتضمنة تقنية فون كوخ وتقنية مينكويسكي لتحسين أداء الهوائي ثم تم اختبار فعالية الهوائي لاستخدامه في تصميم نظام تصوير مكروي باستخدام نموذج افتراضي للرأس البشري مكون من خمس طبقات ومن ثم إعادة بناء الصورة المكروية التي توضح مكان الإصابات الدماغية باستخدام خوارزمية التصوير المكروي المعتمدة على خوارزمية التأخير والجمع DAS.

يعد الدماغ العضو الأكثر أهمية في جسم الإنسان على اعتبار أنه المسؤول عن إدارة الوظائف الحيوية، وأي خلل يتعرض له قد يؤثر على عمل الجسم جزئياً أو كلياً. وتوجد العديد من الأمراض التي يمكن أن يصاب بها الدماغ بشكل مفاجئ كالسكتة الدماغية سواء كانت على شكل نزيف أو خثرة والتي تعد ثالث مسبب للوفاة في العالم [1]، أو أن تنمو بعض الخلايا الدماغية على نحو غير طبيعي مسببة كتلة داخل الدماغ وهذا ما يعرف بالسرطان

يعتبر التصوير بالأموح الميكروية تقنية تصوير طبية تتحسس التغيرات المحلية لخواص العازلية الكهربائية للأنسجة المختلفة [2]، وبما أن هذه التقنية تستخدم أمواجاً منخفضة الطاقة وغير مؤينة فهي تعتبر آمنة صحياً للاستخدام في المراقبة المستمرة أثناء العمليات الجراحية بالإضافة إلى أنها تمثل نظام أقل كلفة وأصغر حجماً من أنظمة التصوير الطبية الأخرى كالتصوير الطبقي المحوري [3] والتصوير بالرنين المغناطيسي [4] وبالتالي يمكن توفيرها في المراكز الصحية وخاصة الريفية منها.

وقد وجد أن العنصر الأساسي في التصميم هو الهوائي المسؤول عن ارسال واستقبال الأمواج الميكروية وقد اتجهت الدراسات الحديثة إلى استخدام الهوائيات عريضة الحزمة جداً التي تستخدم حزمة عريضة جداً Ultra wide band(UWB) تساوي أو تتجاوز القيم 500MHz أو 20% من التردد المركزي حسابياً [5] لإرسال نبضة مكروية قصيرة جداً ذات استطاعة منخفضة من أجل تحقيق نفاذ عميق ودقة عالية.

يعتبر هوائي فيفالدي نوعاً من هوائيات الشق المتناقص أسياً TSA التي تعمل على مبدأ هوائيات الموجة الراحلة الذي يكون ذو عرض حزم كبير وأنماط إشعاع ذات نهاية نارية. وقد استخدمت هوائيات فيفالدي عريضة الحزمة بكثرة في أنظمة التصوير المكروي وذلك بإدخال بعض التعديلات على بنيتها لتحسين

2- طرائق البحث ومواده:

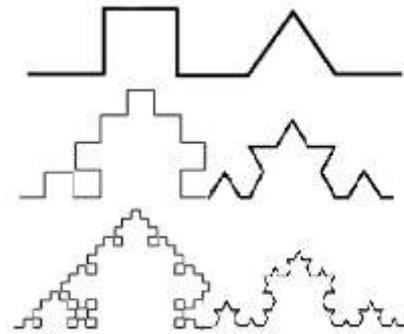
2-1 تقنية الهندسة التجزئية المختلطة:

تم تعريف الهندسة التجزئية لأول مرة من قبل B.Mandelbrot [17]، وهي عبارة عن شكل هندسي يتم تجزئته إلى نسخ متشابهة في الشكل ومتاقصة في الطول وقد تصميم الهوائيات حيث أضافت إليها بعض المزايا كالحصول على هوائي ذو استجابة عريضة أو متعدد الحزم وتصغير أبعاد الهوائي مع تقديم ربح وفعالية إشعاعية أفضل، وتوجد العديد من المنحنيات كمنحني كوخ ومينكوسكي وهيلبرت وغيرها، ولكل منها مزايا مختلفة عن الأخرى، يعتبر الهوائي التجزئية المختلطة مناسباً للحصول على أداء أفضل، بفضل التجزئية، حيث يمكن دمج خواص هندسية تجزئية في هندسة تجزئية مختلطة. بالإضافة إلى ذلك، فإن هوائيات التجزئية المختلطة تحافظ أيضاً على نفس خصائص تقنية التفسير مثل خصائص الفراغ والتشابه الذاتي.

2-1-1 تقنية التفسير كوخ مينكوسكي

المختلطة:

في هذه التقنية يتم الاستفادة من مزايا كل من التقنيتين [18,19] للحصول على مواصفات مشتركة حيث تقدم تقنية فون كوخ المتكسرة تحسناً في الربح والخواص الإشعاعية بينما تعمل تقنية مينكوسكي على زيادة عرض الحزمة للحصول على هوائي بأداء أفضل عند دمج التقنيتين كما هو موضح في الشكل (1):

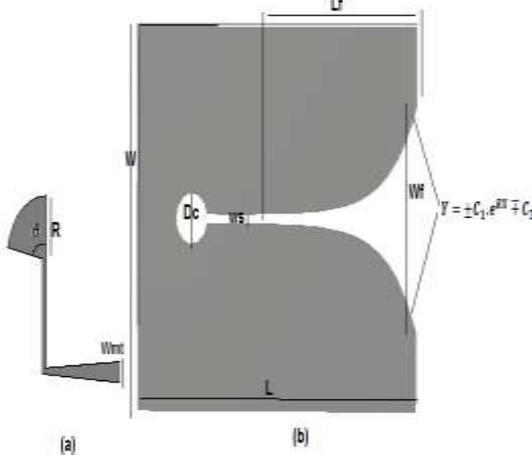


الشكل (1): تكرار كوخ- مينكوسكي

2-2 مبدأ عمل هوائي فيفالدي:

هوائي فيفالدي ذو الشق المتناقص أسياً والمغذى باستخدام خط نقل شرائحي هو نوع من أنواع هوائيات الموجة الراحلة. يعتمد مبدأ عمل الهوائي على توليد موجة كهرومغنايسية من خط نقل شرائحي متناقص خطياً W_{mt} ينتهي بقطع نصف قطري R يعمل مع الشق الدائري Dc لتحقيق موافقة أفضل تنتقل بعدها الموجة الكهرومغنايسية عبر الشق المستطيل Ws إلى الشق المتناقص أسياً Lf المسؤول عن إشعاع الأمواج الميكروية إلى الفراغ الحر كما هو مبين في الشكل (2). ويمكن تحديد الشق المتناقص أسياً باستخدام المعادلة التالية [20]:

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



الشكل (2): الشكل العام لهوائي فيفالدي: (a) الطبقة السفلية (خط التغذية الشرائحي) (b) الطبقة العلوية (الناقل).

حيث أن R تمثل معدل التناقص الأسّي أما

C_1 و C_2 فيتم تحديدها باستخدام المعادلتين

التاليتين [20]:

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

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

بعد ذلك تتم معالجة الفرق الذي تم الحصول عليه باستخدام إحدى خوارزميات التصوير المكروي متحد المركز للحصول على الصورة المطلوبة حيث تم تحقيق إعادة بناء الصورة من الإشارات المبعثرة للخلف والمجمعة عبر استخدام خوارزمية التأخير والجمع (DAS) Delay and Sum [21] لإيجاد كثافة كل بيكسل في الصورة المراد إعادة بنائها، حيث تعتمد خوارزمية DAS على مفهوم جمع الإشارات المستلمة، بعد إدخال تأخير معين، بحيث يضاف بشكل بناء، مما يؤدي إلى تمييز الإشارات ذات المطال الصغير (مثل الانعكاس عن الإصابة في هذه الحالة) عن الضجيج والإشارات الأعلى [14]، ويمكن التعبير عن خوارزمية DAS بالعلاقة الآتية [21]:

$$I_{x,y} = \left[\sum_{X=1}^m \sum_{Y=1}^n y_{XY}(t - \Delta t(x,y)) \right]^2 \quad (5)$$

حيث:

(X,Y): موقع الهوائي، (x,y): موقع نقطة البيكسل في الصورة، $y_{XY}(t)$: الإشارة المنعكسة عن الهوائي عند الموقع (X,Y)، $\Delta t(x,y)$: التأخير الزمني عن نقطة البيكسل p(x,y).

ويبين الشكل (3) مخطط خوارزمية التصوير المكروي المحورية CMI.

يتم استخدام نسبة الإشارة إلى الضجيج SCR في التصوير بالأموح المكروية كمقياس لتقييم أداء الصور المعاد بناؤها، حيث تعرف SCR بأنها النسبة بين استجابة الإصابة الأعظمية إلى استجابة الضجيج الأعظمية وتعطى بالعلاقة الآتية [22]:

$$SCR (dB) = 10 \log_{10} \frac{MTR}{MCR} \quad (6)$$

حيث:

MTR: استجابة الإصابة الأعظمية.

MCR: استجابة الضجيج الأعظمية

حيث تمثل $Wf = 2(Y_2 - Y_1)$ عرض الفتحة الواسعة للشق المتناقص أسياً والتي يجب أن تحقق العلاقة التالية [20]:

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

حيث أن:

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

$$W_{min} = \frac{c}{f_c * \sqrt{\epsilon_r}}$$

$$\lambda_g = \frac{c}{f_{min} * \sqrt{\epsilon_r}}$$

حيث:

c=3x10⁸m/sec: سرعة الضوء في الخلاء.
 ϵ_r : ثابت العازلية النسبي لطبقة الأساس المختارة.

f_c : التردد المركزي لحزمة التمرير.

f_{min} : تردد القطع السفلي لحزمة التمرير.

λ_g : طول موجة القطع.

أما طول الشق المتناقص أسياً $Lf=x_2-x_1$ فيجب أن يكون أكبر من نصف طول موجة القطع λ_g .

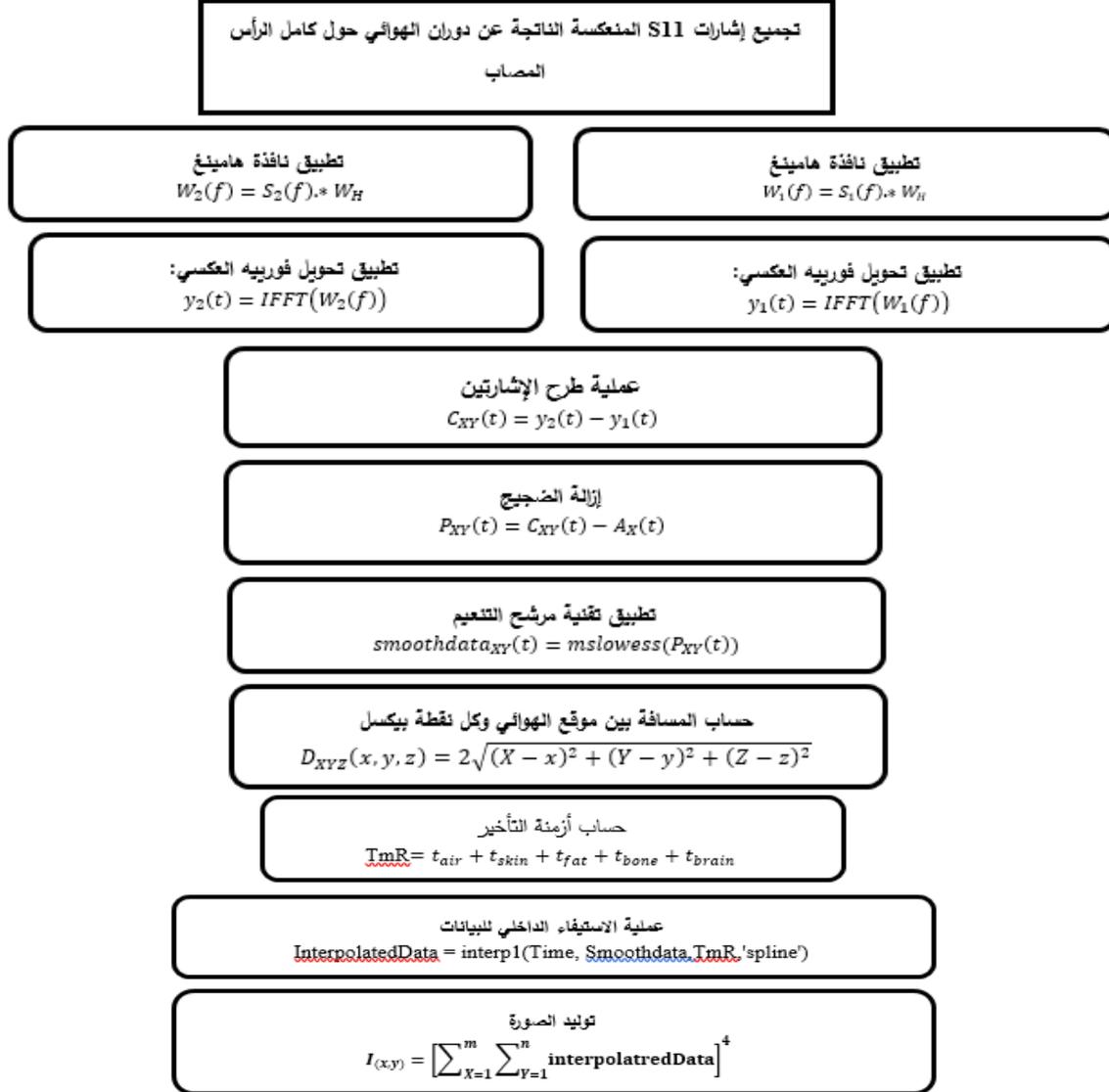
3-2 خوارزمية التصوير المكروي متحد المركز:

إن الخطوة الأولى في خوارزمية معالجة الإشارة تتمثل باستخراج استجابة الإصابة من البيانات المقيسة الأولية حيث تنفذ هذه الخطوة قبل خوارزميات التشكيل والمساواة وتهدف إلى إزالة إشارة الانعكاس القوية عن الجلد من البيانات المنعكسة حيث يتم إشعاع النبضة المكروية الضيقة المدى ذات عرض المجال الواسع من هوائي الارسال في حالتين عدم وجود الإصابة و في حال وجود الإصابة للحصول على الفرق في قيمة محدد التبعر وذلك بإجراء عملية طرح البيانات في كلا الحالتين إحدهما عن الأخرى.

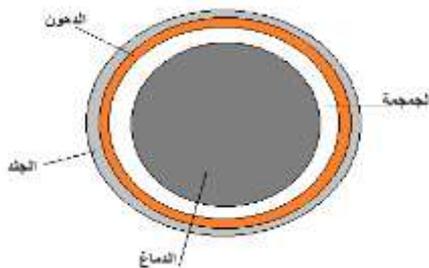
2-4 تصميم نموذج الرأس البشري:

الحالة. وقد تم تصميم نموذج الرأس الافتراضي من أربع طبقات وهي الجلد والدهون والجمجمة والدماغ كما هو مبين في الشكل (4).

يتم اختبار مدى فعالية نظام التصوير المكروي باستخدام أنظمة المحاكاة من خلال تصميم نموذج تقريبي للمجسم المراد تصويره وهو الرأس في هذه



الشكل (3): مخطط خوارزمية التصوير المكروي CMI المعدلة.



الشكل (4): نموذج الرأس الافتراضي.

3-الإجراء العملي:**3-1 تصميم هوائي فيفالدي التقليدي:**

تم تصميم وتحليل هوائي فيفالدي التقليدي لتزوير حزمة ترددية [2-7] GHz باستخدام الحزمة البرمجية CST Studio suit 2017 حيث تم اختيار طبقة الأساس FR4 نظراً لتوافرها بكثرة وخفة وزنها مع ثابت عازلية نسبي $\epsilon_r = 4.4$ وسماكة $H=1.6mm$. وتم اختيار معدل الشق المتناقص أسياً $R=0.15$ و $L_f > \lambda_g/2$ و $40mm$ ، وبما أن $f_{min} = 2GHz$ و $f_c = 4.5GHz$ فإنه وفق المعادلة (4) يجب أن تكون $35.8mm < W_f < 31.78mm$ وعليه تم افتراض $W_f = 32mm$ 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 98Ω [75-100] [20]. وقد تم اختيار $Z_s = Z_{mc} = 98\Omega$. وعليه فإن: $L_s = 9mm$, $W_s = 0.98mm$, $W_{mc} = 0.79mm$, $L_{mc} = 16mm$, ويجب أن تكون ممانعة التغذية $Z_{mt} = 50\Omega$ وبالتالي: $W_{mt} = 3.04mm$, $L_{mt} = 18mm$. أما بقية الأبعاد المذكورة في الشكل (2): $H_c = 55mm$, $D_c = 7mm$, $\theta = 80^\circ$, $\theta_s = 90^\circ$, $R_s = 9mm$.

3-2 تصميم هوائي فيفالدي ذي تقنية التجزئة المقترح:

يتم تطبيق تقنية التكسير كوخ-مينكويكي المقترحة على حواف هوائي فيفالدي المبين في الشكل (2)، وذلك من أجل التكرار $n=1,2,3$ حتى يتم الحصول على الهوائيات المبينة في الشكل (5) حيث تم اختيار $P_0 = Lk = Lm = 30mm$ و $\delta = \frac{\sqrt{3}}{2}$ حتى يكون

تم تحديد الأبعاد والخواص العازلية الكهربائية من ناقلية وثابت عازلية نسبي لكل طبقة عند التردد $f = 2.3GHz$ وفق قوانين جبريل [23] كما يوضح الجدول (1).

الجدول(1): الأبعاد والخواص العازلية الكهربائية لكل طبقة من

نموذج الرأس الافتراضي عند التردد $f_c = 2.3GHz$

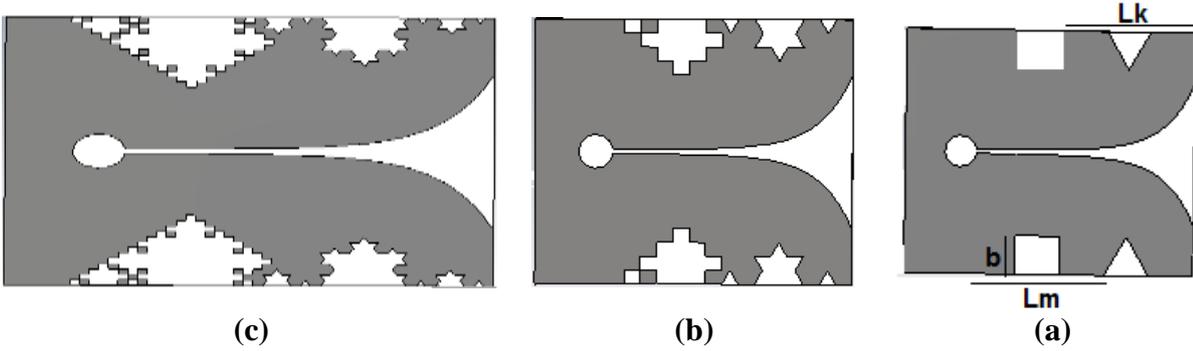
الطبقة	ثابت العازلية النسبي ϵ_r	الناقلية σ [S/m]	الكثافة [kg/m ³]	نصف القطر [mm]
الدماغ	42.75	1.42	1030	43
الجمجمة	15.1	0.56	1850	48
الدهون	5.3	0.1	1100	49
الجلد	38.18	1.4	1100	50
الورم	55	7	1000	5
الخثرة	30	0.5	1050	5
النزيف	58	2.42	1050	5

تم حساب معدل الامتصاص النوعي SAR الذي يعطى بالعلاقة التالية [8]:

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 = \frac{J}{\rho\sigma} \quad (6)$$

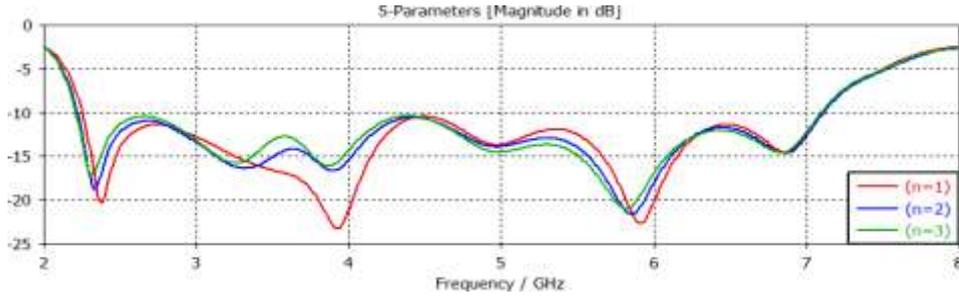
حيث تمثل E [V/m] شدة الحقل الكهربائي في الأنسجة، J [A/m] كثافة التيار، σ [S/m] ناقلية أنسجة الرأس، ρ [kg/m³] كثافة أنسجة الرأس. حيث أن قيمة SAR المطلوب تحقيقها من أجل الحفاظ على سلامة المريض يجب أن تكون أقل أو تساوي 1.6 W/Kg من أجل كل 1g من الأنسجة وفق النظام الأمريكي US، بينما تحدد هذه قيمة SAR من أجل 10g وفق النظام الأوروبي EU بحيث تكون مساوية أو أقل من 2 W/Kg [24].

ارتفاع خط مينكويسكي مساوياً ارتفاع مثلث فون كوخ من أجل $n=1$.



الشكل (5): (a): هوائي فيفالدي ذي التكرار $n=1$ ، (b) ذي التكرار $n=2$ ، (c) ذي التكرار $n=3$.

يبين الشكل (6) فقد الانعكاس S11 لهوائيات فيفالدي بينما يوضح الشكل (7) منحنيات الريح لهوائيات ذات التجزئة المختلطة من أجل $n=1,2,3$. الميمنة فيفالدي ذات التجزئة المختلطة من أجل $n=1,2,3$. سابقاً في الشكل (5).



الشكل (6): فقد الانعكاس S11 لهوائيات فيفالدي ذات التكرار المختلط من أجل $n=1,2,3$.



الشكل (7): منحنيات الريح لهوائيات فيفالدي ذات التكرار المختلط من أجل $n=1,2,3$.

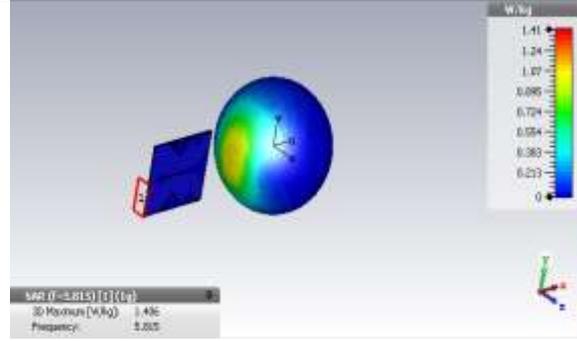
تم مقارنة أداء هوائيات فيفالدي المصممة وفق تقنية التجزئة المختلطة من حيث الريح وعرض الحزمة كما هو موضح في الجدول (2) حيث يلاحظ زيادة عرض الحزمة كلما ازداد رقم التكرار n مما يمكن من استخدام الهوائي لارسال واستقبال نبضات ذات عرض أضيق وهذا يعني إمكانية كشف الإصابة الدماغية بحجوم أصغر بشكل مبكر وبالتالي تزداد احتمالية الشفاء، مع انخفاض قيمة التردد السفلي وبالتالي زيادة

عمق اختراق الموجة المكروية للأنسجة البشرية كلما انخفض التردد. من أجل اختبار فعالية الهوائي المقترح في كشف الإصابات الدماغية تم تصميم نموذج الرأس البشري الافتراضي المبين في الشكل (4) ووضع هوائي فيفالدي ذي التجزئة المختلطة ذي التكرار $n=3$ على $f_1 = 5.815GHz$ بعد 44mm من النموذج الافتراضي للرأس، ثم تم حساب قيمة SAR للتحقق من معايير السلامة للمريض عند تعرضه لإشعاع الهوائي وفق المعايير الدولية المذكورة سابقاً. حيث يوضح الشكل (8) قيمة SAR من أجل 1g من الأنسجة وذلك عند تردد الرنين

الجدول (2) : مقارنة أداء هوائيات فيفالدي المصممة وفق تقنية التفسير المختلطة.

الهوائي	التردد السفلي [GHz] f_{min}	التردد العلوي [GHz] f_{max}	عرض الحزمة الجزئي % FBW	الرياح الأعظمي [dB] G_{max}
الهوائي المقترح ذي التكرار $n=1$.	2.252	7.1	81.7	8.55
الهوائي المقترح ذي التكرار $n=2$.	2.219	7.1	82.2	8.37
الهوائي المقترح ذي التكرار $n=3$.	2.209	7.09	82.3	8.26

مسحه باستخدام الأمواج المكروية المرسلية باستخدام الهوائي المقترح حول المحور z والتي تحدد موقع الإصابة في المستوي x-y، وذلك من أجل كل من حالة وجود ورم أو خثرة أو نزيف حيث وجد أن الصور المعاد تركيبها باستخدام الإشارات المنعكسة في كل حالة موضحة بالأشكال (9)، (10)، (11)، حيث تم توليد شبكة من البيكسلات بمساحة (10cmx10cm) وحساب كثافة كل بيكسل باستخدام العلاقة (5) وتم استخدام الترميز اللوني للتعبير عن مستويات الكثافة للصور المعاد بناؤها والتدرج اللوني يفسر الترميز، حيث يشير اللون الأحمر إلى البيكسلات ذات الكثافة الأعظم بينما يشير اللون الأزرق إلى البيكسلات ذات الكثافة الأقل.

الشكل (8): قيمة SAR العظمى عند التردد $f_1 = 5.815GHz$ من أجل 1g من الأنسجة.

تكون قيمة SAR من أجل 1g من الأنسجة $SAR=1.406W/Kg$ وذلك عند التردد $f_1 = 5.815GHz$ كما هو موضح في الشكل (8) ، وبالتالي يعتبر الهوائي آمن صحياً وضمن المعايير العالمية للسلامة الموضحة سابقاً.

بعد أن تم التأكد من إمكانية استخدام الهوائي في نظام التصوير الميكروي من حيث تحقيق معايير السلامة المطلوبة، تم استخدام خوارزمية CMI المعتمدة على خوارزمية DAS حيث تم توضيح خطوات الخوارزمية في الشكل (3) وتم استخدام برنامج MATLAB لبرمجة الخوارزمية واستخدامها في إعادة بناء الصورة المكروية الناتجة عن معالجة الإشارات المنعكسة عن الرأس عند

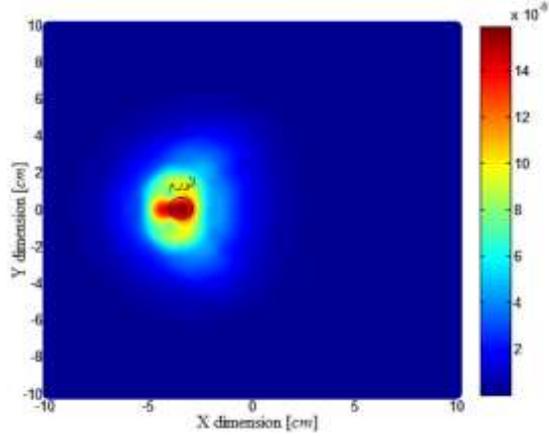
انحرافه عن الموقع الفعلي (0,-36) لمركز الإصابة في كل من الحالات الثلاث بالإضافة إلى نسبة SCR وذلك عند مسح الرأس المصاب باستخدام الهوائي. الجدول (3): مقارنة موقع الإصابة ومقدار الانحراف والنسبة SCR بين الحالات الثلاث للهوائي المقترح.

SCR [dB]	مقدار الانحراف ($\Delta X, \Delta Y$)mm	موقع الإصابة (X,Y)mm	نوع الإصابة
8.1149	(0.13,0.6)	(-35.87,0.6)	الورم
8.1236	(-0.27,0.1)	(-36.27,0.1)	النزيف الدماغي
7.6833	(0.27,1.4)	(-35.87,1.4)	الخثرة

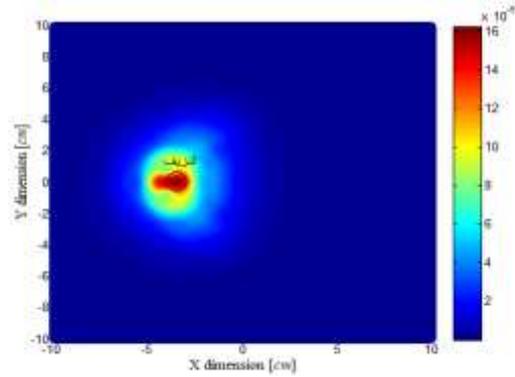
يتضح من الجدول (3) أن الهوائي فعال في كشف وتحديد موقع الإصابة ويعطي صورة ذات جودة عالية وفقاً لنسبة SCR، حيث تكون نسبة الخطأ في تحديد موقع الورم 1.7% والنزيف الدماغي 0.7% والخثرة 3.9%.

4-الخلاصة:

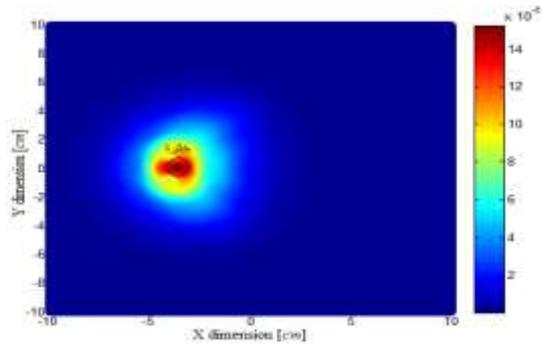
يتبين من الدراسة السابقة أن استخدام تقنية التجزئة المختلطة على حواف هوائي فيفالدي التقليدي ساهم في توسيع الحزمة الترددية من التردد 2.33 GHz إلى التردد 2.209 GHz مع زيادة عرض الحزمة بمقدار 2.3% وذلك من أجل $n=3$ كما ساهم في زيادة الريح الأعظمي بمقدار 1.64 dB. كما يمكن استخدام الهوائي المقترح في تصميم نظام تصوير ميكروي مع ضمان سلامة المريض عند تعرضه لأمواع الهوائي حيث بلغت قيمة SAR العظمى من أجل 1g من الأنسجة 1.406 W/Kg وذلك عند التردد $f_1 = 5.518GHz$ وهي ضمن معايير الصحة العالمية، كما تم دراسة فعالية الهوائي في كشف الاصابات الدماغية وأماكنها حيث تم إعادة بناء الصورة الميكروية باستخدام خوارزمية التصوير الميكروي متحد المركز حيث تم اكتشاف موقع الإصابة.



الشكل (9): الصورة المعاد بناؤها باستخدام خوارزمية CMI المعدلة في حال وجود ورم



الشكل (10): الصورة المعاد بناؤها باستخدام خوارزمية CMI المعدلة في حال وجود نزيف



الشكل (11): الصورة المعاد بناؤها باستخدام خوارزمية CMI المعدلة في حال وجود خثرة .

يلاحظ من الصور السابقة المبينة في الأشكال (9)، (10)، (11) أن كثافة البيكسلات ذات اللون الأحمر أعظمية في موقع الإصابة بالمقارنة مع بقية البيكسلات، يوضح الجدول (3) موقع الإصابة ومقدار

المراجع:

- [1] Feigin, V., 2005. Stroke epidemiology in the developing world, *The Lancet*, Vol. 365, No. 9478, 2160-2161, Jun.
- [2] Meaney, P, Microwave Imaging and Emerging Applications. NCBI. 9, May, 2012. Link: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3357517/>
- [3] How MR, Zakariassen E, Linder T. Nome T. Bache K. G., Røislien J., Gleditsch J., Solyga V., Russell D., Lund C. G., and on behalf of the NASPP study group . 2017. Interpretation of brain CT scans in the field by critical care physicians in a mobile stroke unit. *J Neuroimaging*; vol,28.PP.106–111.
- [4] <http://www.radiologyinfo.org>.\
- [5] FCC, First Report and Order 02-48. Feb. 2002.
- [6] Abbak, M. Akinci, M. N. Cayoren, M. Akduman, I. 2017. Experimental Microwave Imaging with a Novel Corrugated Vivaldi Antenna. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. Vol: 65.NO:6. pp: 3302 – 3307.
- [7] Pandey, G. K. Singh, H. S. Bharti, P. K. Pandey, A. Meshram, M. K., 2015. High Gain Vivaldi Antenna for Radar and Microwave Imaging Applications, *International Journal of Signal Processing Systems* Vol: 3, No: 1, pp: 3302 – 3307.
- [8] Ma, K. Zhao, Z. Q. Wu, J. N. Ellis, Z. P. Nie, A. M. S. 2014. Printed Vivaldi Antenna with Improved Radiation Patterns by Using Two Pairs of Eye-Shaped Slots for UWB Applications. *Progress In Electromagnetics Research*, Vol: 148, No: 65, pp: 63-71. Sichuan: China.
- [9] Chew K. M., Sudirman R., How Y. H., and Yong C. Y. 2013. Microwave signal spatial domain transformation using signal processing and image reconstruction method, in *Proceedings - 1st International Conference on Artificial Intelligence, Modelling and Simulation, AIMS 2013*, pp. 98–103,
- [10] Buynevich I. and Fitzgerald D. M. 2005. Ground-penetrating radar. *Encyclopedia of Earth Sciences Series*, vol. 14. pp. 503–507.
- [11] Sattar Z. A. 2012. Experimental Analysis on Effectiveness of Confocal Algorithm for Radar Based Breast Cancer Detection. *Master's theses, Durham University*.
- [12] Chouiti S. M., Merad L., and Meriah S. M. A Microwave Imaging Technique Implementation for Early Detection of Breast Tumors to Simulation Models for The confocal microwave imaging algorithm. *Advances in Circuits, Systems, Signal Processing and Telecommunications, Laboratory of Telecommunications of Tlemcen (LTT) University of Tlemcen*, pp. 233–236.
- [13] Inum R., Rana M. M., Shushama K. N. and Quader M. A. 2018. EBG Based Microstrip Patch Antenna for Brain Tumor Detection via Scattering Parameters in Microwave Imaging System. *International Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2018. pp. 1–12,
- [14] Mobashsher A. T. 2016. Wideband Microwave Imaging System for Brain Injury Diagnosis. Phd Thesis, Univ. Queensl.
- [15] Babarinde O. J., Jamlos M. F., Soh P. J., Schreurs D. M. M. P., and Beyer A., 2016. Microwave imaging technique for lung tumour detection. in *GeMiC 2016 - 2016 German Microwave Conference*, pp. 100–103
- [16] Chouiti S. M., Merad L., Meriah S. M., Derraz, F. and Raimundo X., 2018. Monostatic imaging of an embedded object using a confocal algorithm, *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, vol. 31, no. 5.
- [17] Gianvittorio, J. P. and Samil, Y. R. 2002. Fractal Antennas: A Novel Antenna Miniaturization Technique and Applications. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*. Vol: 44, No: 1, pp: 20-36.
- [18] SUNDARAM, A. 2007. Koch-Fractal Folded-Slot Antenna Characteristics. *Ieee Antennas And Wireless Propagation Letters*. VOL: 6, P-P. 219–222.
- [19] Ali, J. K. 2008. A New Miniaturized Fractal Bandpass Filter Based On Dual-Mode Microstrip Square Ring Resonator. *5th International Multi-Conference on Systems, Signals and Devices on IEEE*, Jordan.
- [20] ANGEL, J. MARY, A. J. 2014. Design of Vivaldi Antenna for Brain Cancer Detection, *International Conference on Electronics and Communication Systems*, India.
- [21] Elahi M. A. et al. 2018. Evaluation of image reconstruction algorithms for confocal microwave imaging: Application to patient data, *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 6.

- [22] Babarinde O. J., Jamlos M. F., Soh P. J., Schreurs D. M. M. P., and Beyer A.,2016. Microwave imaging technique for lung tumour detection. *in GeMiC 2016 - 2016 German Microwave Conference*, P-P. 100–103,
- [23]<http://transition.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html> (last visited at 24/7/2019)
- [24] Antenna-Theory.com, 2014.Specific Absorption Rate (SAR)
- [Online].Available:<http://www.antennatheory.com/definitions/sar.php>