

Modeling and Simulation to Evaluate the Specific Absorption and Thermal Effect of Antennas Coated with Various Biomaterials

Rasim Amer^{1*}  , Noor Alkilani¹  , Lalla Khadija Mustafa¹  , Fatima Enwayes¹  , Taqwa Alhadad¹  

¹ Department of Electrical and Electronic Engineering, Faculty of Engineering, Wadi Alshatti University, Brack, Libya

ARTICLE HISTORY

Received 09 February 2026
Revised 11 April 2026
Accepted 20 April 2026
Online 23 April 2026

KEYWORDS

Specific absorption rate (SAR);
Body mass index (BMI);
Reflection coefficient;
Implantable antennas;
Graphene.

ABSTRACT

Antennas are essential elements in medical communications systems, but their use poses significant challenges related to electromagnetic and thermal safety. Reducing the specific energy absorption rate (SAR) and limiting thermal rise are basic requirements to ensure the safety of these systems. In this work, analyze and evaluate the effect of coated biomaterials on the electromagnetic and thermal performance of an implanted antenna operating at 2.44 GHz, taking into account different body compositions. The analysis included four coating cases no coating, PDMS coating, PDMS + Graphene composite coating, and PDMS + Ferrite composite coating, at different PDMS layer thicknesses. It is focused on analyzing and evaluating the reflection coefficient, specific absorption rate, and steady-state thermal rise. The analysis was done by simulating the antenna model and adding complementary elements to it, and from the results it can be said that the PDMS + Graphene composite coating leads to an almost complete decrease in the SAR values of 0.18 W/kg at BMI = 17, W/kg 0.01 at BMI = 22, and 0.07 W/kg at BMI = 27 across all BMI values, but this decrease results from a very high reflection of electromagnetic energy, which indicates weak coupling. Electromagnetic and low radiation efficiency, and the PDMS + Ferrite composite coating achieved the best balance between safety and efficiency, recording a realistic and significant reduction of 0.18 kg \approx SAR at BMI = 17, 0.01 W/kg \approx SAR at BMI = 22, and W/kg \approx 0.07 at BMI = 27.

نمذجة ومحاكاة تقييم الامتصاص النوعي والتأثير الحراري للهوائيات المطليّة بمواد حيوية متعددة

راسم عامر على¹، نور الكيلاني¹، لالة خديجة مصطفى¹، فاطمة النوبس¹، تقوى الحداد¹

الكلمات المفتاحية	الملخص
(SAR) معدل الامتصاص النوعي (BMI) مؤشر كتلة الجسم معامل الانعكاس هوائيات مزروعة جرافين	تعتبر الهوائيات عناصر أساسية في أنظمة الاتصالات الطبية، لكن استخدامها يشكل تحديات كبيرة تتعلق بالسلامة الكهرومغناطيسية والحرارية. يعد تقليل معدل امتصاص الطاقة النوعي (SAR) والحد من الارتفاع الحراري من المتطلبات الأساسية لضمان سلامة هذه الأنظمة. في هذا العمل، تم تحليل وتقييم تأثير المواد الحيوية المغلفة على الأداء الكهرومغناطيسي والحراري لهوائي مزروع يعمل بتردد 2.44 جيجا هرتز، مع الأخذ بعين الاعتبار تركيبات الجسم المختلفة. شمل التحليل أربع حالات طلاء بدون طلاء، وطلاء PDMS، وطلاء مركب PDMS + الجرافين، وطلاء مركب PDMS + الفريت، بسماكات مختلفة لطبقة PDMS. ويركز على تحليل وتقييم معامل الانعكاس ومعدل الامتصاص النوعي والارتفاع الحراري في الحالة المستقرة. تم إجراء التحليل من خلال محاكاة نموذج الهوائي وإضافة عناصر تكهيلية إليه، ومن النتائج يمكن القول أن الطلاء المركب PDMS + Graphene يؤدي إلى انخفاض شبه كامل في قيم SAR البالغة 0.18 وات/كجم عند مؤشر كتلة الجسم = 17، وات/كجم 0.01 عند مؤشر كتلة الجسم = 22، و 0.07 وات/كجم عند مؤشر كتلة الجسم = 27 عبر جميع قيم مؤشر كتلة الجسم. ولكن هذا الانخفاض ناتج عن انعكاس عالٍ جدًا للطاقة الكهرومغناطيسية مما يدل على ضعف الاقتران. حققت الكفاءة الكهرومغناطيسية والإشعاعية المنخفضة، والطلاء المركب PDMS + الفريت أفضل توازن بين السلامة والكفاءة، حيث سجلت انخفاضًا واقعيًا وكبيرًا قدره 0.18 كجم \approx SAR عند مؤشر كتلة الجسم = 17، و 0.01 وات/كجم \approx SAR عند مؤشر كتلة الجسم = 22، و 0.07 وات/كجم \approx SAR عند مؤشر كتلة الجسم = 27.

المقدمة

تُعد بعض الحالات العصبية، مثل الاعتلالات العصبية الطرفية، من شديدي في الوظائف الحركية والحسية. وقد تنشأ هذه الاضطرابات نتيجة أمراض جهازية مثل داء السكري، أو اختلالات في التمثيل الغذائي كفرط

*Corresponding author

https://doi.org/10.63318/waujpasv4i1_43

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0).



تطوير هوائي مزروع عند نطاق (ISM (2.4–2.5 GHz وأظهر أن إضافة طبقة فيريت مغناطيسية أدى إلى انخفاض في تردد الرنين وتحسين في معامل الانعكاس وعرض النطاق مقارنةً بالهوائي غير المغطى، مما يشير إلى زيادة الامتصاص الفعال للطاقة دون التضحية الكبيرة بالأداء الإشعاعي [9]. وتُعد الترددات ضمن نطاق ISM مثل 2.44 GHz المستخدم في هذا البحث حيوية جداً للتطبيقات اللاسلكية قصيرة المدى، وقد أثبتت الدراسات كفاءة الهوائيات الورقية في العمل ضمن هذا النطاق لتطبيقات متنوعة [10]، وفي سياق آخر، سلط Alade الضوء على التقدم في هوائيات الاتصالات الحيوية، حيث وجد أن تحسينات في تصميم الهوائي يمكن أن تزيد من الكسب الكلي والكفاءة بينما تظل قيم SAR ضمن حدود السلامة المطلوبة عند تشغيل الهوائي بالقرب من الأنسجة الحية، مؤكداً أهمية التوازن بين الأداء والسلامة [11]، في مراجعة شاملة للهوائيات المزروعة في التطبيقات الطبية، أشار Kumar و Mohan إلى أن تصنيف المواد الحيوية والتصغير الدقيق للهوائيات وتصميم الطبقات المطلوبة تُعد عوامل محورية للحفاظ على توازن SAR مع الكفاءة الإشعاعية وأن الأبحاث المستقبلية يجب أن تركز على نماذج نسج متعددة الطبقات ومحاكاة أكثر واقعية [12]. كما أشارت الدراسات السابقة، فإن خصائص المواد المستخدمة في بناء وتغليف الهوائي، وخاصة ثابت العزل (Dielectric Constant) وفقدان العزل، تُعد من العوامل الحاسمة التي تحدد كفاءة الأداء ونطاق التردد للهوائيات الورقية [13]، وبناءً على ذلك، تهدف هذه الورقة إلى دراسة تأثير سماكة طبقة PDMS، وتغير مؤشر كتلة الجسم وسماكة الدهون، واستخدام مواد مركبة مختلفة تشمل PDMS فقط، و PDMS المدعم بالجرافين، و PDMS المدعم بالفيريت، على قيم معدل الامتصاص النوعي (SAR) والارتفاع الحراري في أنسجة الجسم، بحيث توفر تقييماً شاملاً لأداء هذه المواد من حيث السلامة الحيوية والتركيز على تحقيق أقل امتصاص للطاقة الكهرومغناطيسية مع الحفاظ على كفاءة الهوائي.

هوائي F المقلوب المستوي (PIFA)

يتكوّن هوائي الـ PIFA من لوح مستطيل الشكل يتصل بمستوى التأريض عبر صفيحة معدنية قصيرة. ويمكن حساب التردد الرنيني الأول للهوائي غير المشقوق باستخدام العلاقة [14].

$$f_r = \frac{c}{4(Lp + H_{res})} \quad (1)$$

حيث: C: سرعة الضوء.

Lp إلى طول العنصر المشع.

H_{res} الارتفاع.

يأخذ الهوائي شكل حرف F المقلوب كما يظهر في الشكل (1) (a)، ويعمل عند ربع طول الموجة نتيجة وجود الدبوس القصير في نهايته. تتم تغذية الهوائي بين الطرف القصير والطرف المفتوح، وتؤثر المسافة بين نقطة التغذية والدبوس القصير على مقاومة الدخل بشكل مباشر؛ فكلما اقتربت نقطة التغذية من الدبوس القصير انخفضت قيمة المقاومة، كما هو موضح في الشكل (1) (b)، هوائي الـ PIFA يتكوّن من طول (L1) وعرض (L2) وعرض للدبوس القصير (W) بالإضافة إلى المسافة (D) الفاصلة عنه. وعند الترددات العالية ($1\text{GHz} \leq$)، يضيف الدبوس القصير محانة متوازية (XL) إلى ممانعة الهوائي (ZA)، مما يؤدي إلى تغيير موقع تردد الرنين [14]. كما

نشاط الغدة الدرقية، أو نقص التغذية، أو التعرض لمواد سامة [1]. وفي الحالات التي لا ترتبط فيها الاعتلالات العصبية بأسباب جهازية واضحة، تظل استعادة وظيفة الأعصاب تحديًا سريريًا كبيرًا. حيث تعتمد العلاجات التقليدية للاعتلالات العصبية عادةً على تدخلات جراحية، مثل زرع الأعصاب الذاتية أو الإصلاح الجراحي المجهري. إلا أن ندرة الأعصاب السليمة المتاحة من المتبرعين، إلى جانب فعاليتها المحدودة، تحدّ بشكل كبير من نجاح هذه الأساليب [2]، حيث تعتبر هذه النقاط من الفجوات التي يبحث العلماء والباحثين إلى وجود حلول علمية لها واستجابةً لهذه التحديات، ظهرت استراتيجيات علاجية حديثة، من أبرزها تطوير الأجهزة الطبية القابلة للزرع، والتي تُعد خيارًا واعدًا لتحسين النتائج السريرية لدى المرضى الذين يعانون من اعتلالات الأعصاب الطرفية [3]. تعد الهوائيات الشريحية الدقيقة الورقية (MPAs) خياراً مثالياً لأنظمة الاتصالات الطبية الحيوية وأجهزة الاستشعار المزروعة، وذلك بفضل تصميمها الرقيق، وخفة وزنها، وقابليتها العالية للتكامل مع الدوائر الإلكترونية المصغرة داخل جسم الإنسان [4]، مع التطور المتسارع في التقنيات الطبية، تستمر الأجهزة الطبية القابلة للزرع (IMDs) في التطور ليس فقط لمعالجة التحديات القائمة، بل أيضاً لمواجهة متطلبات جديدة تهدف إلى تحسين جودة حياة المرضى. ويرتكز هذا التطور على تحسين الأداء الوظيفي، وتقليل التدخل الجراحي، وخفض التكاليف، مع الحفاظ على أعلى مستويات السلامة الحيوية. وتُعد تحفيز الأنسجة غير المرغوب فيه من القضايا الأساسية التي يتم تقييمها عادةً باستخدام معيار معدل الامتصاص النوعي (SAR) [5]، ورغم التقدم الملحوظ في تصميم وتطوير الأجهزة الطبية القابلة للزرع، لا يزال هناك نقص في الدراسات الشاملة التي تحدد بدقة الظروف المثلى لتغليف الهوائي بما يضمن كفاءة الاتصال اللاسلكي والسلامة الحيوية في آنٍ واحد. ونظرًا لتباين الكبير في الخصائص التشريحية والفسيولوجية بين الأفراد، تبرز الحاجة إلى تبني نهج تصميم مخصص يراعي خصائص الجسم لكل مريض، بما يضمن قابلية التطبيق على نطاق واسع.

يُعتبر الهوائي المقلوب (PIFA) على شكل حرف F هو النوع المفضل للاستخدام في التطبيقات اللاسلكية القابلة للزرع. ويُعزى هذا الانتشار إلى تصميم الهوائي المدمج الذي يناسب الأجهزة صغيرة الحجم، بالإضافة إلى كفاءة أدائه المستقرة في البيئات المعقدة [6].

قدم Keerthana Ramasamy وآخرون في دراسة عن هوائي أحادي القطب قابل للارتداء مع متغيرات ميثامادية تصميمًا يدمج وحدات ميثامادية لتحسين الأداء وتقليل SAR في نطاق 2.45GHz ضمن نموذج جسم بشري صناعي، ووجد الباحثون أن المواد المضافة حسّنت كفاءة الهوائي وحدّتها القصوى من SAR إلى أقل من 1 W/kg، مما يدل على فعالية استخدام الميثامواد في تقليل الامتصاص الكهرومغناطيسي [7].

أجريت دراسة حول تأثير طلاءات البولييمرات على الهوائيات المزروعة باستخدام محاكاة تشمل PDMS وطبقات مركبة مثل PDMS/Graphene و PDMS/Ferrite. حيث أظهرت النتائج أن طبقة PDMS وحدها قد تزيد تركيز المجال داخل الأنسجة مقارنة بالحالة غير المطلية، في حين أن الطلاءات المركبة حسّنت توزيع الحقل وقللت SAR عبر قيم مؤشر كتلة الجسم المختلفة، وذلك بتأثير ملحوظ على معاملات الانعكاس S [8]. كما قدم عمل حديث حول الهوائيات المغناطيسية المزروعة (Ferrite coated)

مانعة مختلفة، يحدث انعكاس جزئي للطاقة، ويُعبّر عن ذلك بمعامل الانعكاس [18].

$$\Gamma = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (4)$$

حيث: Z_1 و Z_2 تمثلان الممانعة الموجية للوسطين المتجاورين. وتُحسب الممانعة الموجية للوسط الحيوي من العلاقة:

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\varepsilon}} \quad (5)$$

زيادة الفرق بين الممانعات تؤدي إلى ارتفاع معامل الانعكاس وانخفاض القدرة النافذة إلى الأنسجة، وهو ما يظهر عملياً في صورة تدهور معاملات الانعكاس S-parameters وضعف الاقتران الكهرومغناطيسي [17]. النمذجة النظرية لمعدل الامتصاص النوعي (SAR) يُستخدم معدل الامتصاص النوعي (SAR) كمؤشر أساسي لتقييم السلامة الكهرومغناطيسية للهوائيات المزروعة [16]، ويُعرّف بأنه مقدار القدرة الكهرومغناطيسية الممتصة لكل وحدة كتلة من النسيج، ويُعطى بالعلاقة

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

حيث σ موصليّة النسيج، و E شدة المجال الكهربائي، و ρ كثافة النسيج. [12] ومن الناحية التحليلية، يمكن تمثيل تناقص شدة المجال الكهربائي داخل الأنسجة بدالة أسية مع العمق [17].

$$|E(d)| = E_0 - ad^{e^1} \quad (7)$$

وبالتالي فإن SAR يتناقص مع زيادة العمق وسماكة طبقة الدهون، وهو ما يفسر الانخفاض الملحوظ في قيم SAR مع زيادة مؤشر كتلة الجسم (BMI)، حيث تعمل الدهون كوسط أقل موصليّة مقارنة بالعضلات [16،6].

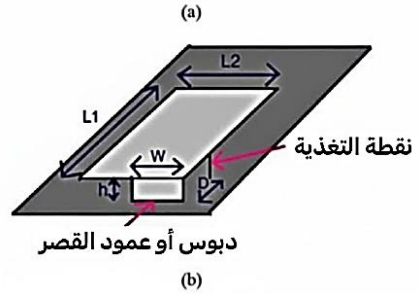
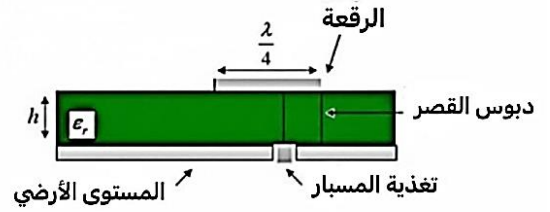
تأثير الطلاءات الحيوية على توزيع المجال الكهرومغناطيسي

تلعب الطلاءات الحيوية المحيطة بالهوائي المزروع دوراً محورياً في التحكم بتوزيع المجال الكهرومغناطيسي داخل الأنسجة [19]. فالطلاءات البوليمرية العازلة مثل PDMS قد تؤدي إلى تحسين التوافق الميكانيكي، لكنها لا تمتلك خصائص امتصاص كهرومغناطيسي فعالة [20،21]. مما قد يسبب تركيزاً أكبر للمجال داخل الأنسجة. في المقابل، تؤدي الطلاءات المركبة المحتوية على مواد موصلة عالية مثل الجرافين إلى انعكاس شبه كامل للطاقة، مما يخفف قيم SAR ظاهرياً، لكنه يُضعف كفاءة الإشعاع بسبب سوء الاقتران الكهرومغناطيسي [19،22]. أما الطلاءات المركبة التي تحتوي على مواد مغناطيسية ماصة مثل الفيريت، فإنها تساهم في امتصاص جزء من الطاقة الكهرومغناطيسية وتقليل كثافة المجال النافذ إلى الأنسجة، مما يؤدي إلى خفض فعال وحقيقي لقيم SAR مع الحفاظ على توازن مقبول في الأداء الإشعاعي [16،19].

يرتبط الارتفاع الحراري في الأنسجة الحيوية ارتباطاً مباشراً بمعدل الامتصاص النوعي، حيث تمثل الطاقة الممتصة المصدر الأساسي لتوليد الحرارة، وبالتالي فإن SAR يتناقص مع زيادة العمق وسماكة طبقة الدهون، وهو ما يفسر الانخفاض الملحوظ في قيم SAR مع زيادة مؤشر كتلة الجسم (BMI)، حيث تعمل الدهون كوسط أقل موصليّة مقارنة بالعضلات [16،6].

$$\Delta T = \frac{t \times SAR}{\rho c} \quad (8)$$

موضح بالشكل (1).



الشكل 1: هوائي F المقلوب المستوي (PIFA).

النمذجة الكهرومغناطيسية للهوائيات المزروعة

تعتمد أنظمة الاتصالات الطبية الحديثة للأجهزة القابلة للزرع على استخدام الهوائيات المزروعة داخل الجسم البشري لنقل البيانات الحيوية لاسلكياً [3،1] إلا أن عمل هذه الهوائيات يتم داخل وسط غير متجانس ومعقد يتكوّن من أنسجة حيوية ذات خصائص كهرومغناطيسية تختلف جذرياً عن خصائص الهواء أو الفراغ، الأمر الذي يفرض تحديات كبيرة تتعلق بكفاءة الإشعاع والسلامة الحيوية [2،15]، خاصة فيما يتعلق بمعدل الامتصاص النوعي للطاقة (SAR) والارتفاع الحراري في الأنسجة [16]. تتميز الأنسجة البشرية بقيم مرتفعة للثابت العازل والموصليّة الكهربائية، مما يؤدي إلى امتصاص جزء كبير من الطاقة الكهرومغناطيسية وتحويلها إلى طاقة حرارية [15]. كما أن اختلاف الخصائص بين طبقات الجلد والدهون والعضلات يسبب انعكاسات متعددة للموجة الكهرومغناطيسية عند واجهات الانتقال، وهو ما يؤثر مباشرة على كفاءة الهوائي المزروع [17]. انتشار الموجات الكهرومغناطيسية داخل الأنسجة الحيوية عند انتشار الموجة الكهرومغناطيسية داخل وسط حيوي موصل، فإن سلوكها يوصف بمعامل الانتشار المركب الانكسار

$$\gamma = \alpha + j\beta \quad (2)$$

حيث تمثل α ثابت التوهين، و β ثابت الطور. ويُعزى التوهين إلى الفقد الناتج عن الموصليّة الكهربائية للأنسجة، ويزداد بزيادة التردد وموصليّة الوسط [14]. ويمكن تقريب ثابت التوهين في الأنسجة الحيوية بالعلاقة:

$$\alpha \approx \sqrt{\frac{\pi f \mu \sigma}{2}} \quad (3)$$

حيث f هو تردد التشغيل، و μ النفاذية المغناطيسية، و σ الموصليّة الكهربائية للنسيج. وتؤدي زيادة التوهين إلى انخفاض شدة المجال الكهرومغناطيسي مع العمق داخل الجسم، وهو ما يفسر اختلاف قيم الامتصاص الطاقوي بين الأنسجة المختلفة [6].

المطابقة الكهرومغناطيسية ومعامل الانعكاس

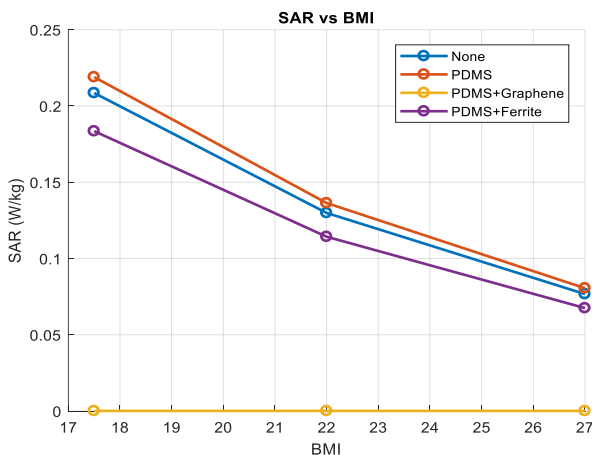
يُعد عدم المطابقة الكهرومغناطيسية بين الهوائي المزروع والأنسجة المحيطة من أهم أسباب تدهور الأداء الإشعاعي. فعند انتقال الموجة بين وسطين ذوي

الدهون، وقد أظهر النموذج انخفاضاً أسياً لقيم SAR مع زيادة سماكة الدهون، مع تعديلات إضافية تعكس تأثير الطلاءات المختلفة، خاصة الطلاءات ذات الخصائص العازلة أو الماصة للموجات، لتقييم الأثر الحراري، تم تقدير الارتفاع الحراري في الحالة المستقرة ($\Delta T/s$) باستخدام نموذج حراري مبسط يعتمد على قيمة SAR المحسوبة، معدل التروية الدموية التقريبي، السعة الحرارية للأنسجة، ويهدف هذا التحليل إلى التحقق من التوافق مع متطلبات السلامة الحرارية دون اللجوء إلى نمذجة حرارية معقدة. الجدول (1) يوضح نتائج التحليل الكهرومغناطيسي والحراري للهوائي المزروع تحت تأثير أربعة أصناف من الطلاءات الحيوية عند قيمة مرجعية لمؤشر كتلة الجسم ($BMI = 22$)، حيث يظهر الجدول قيم معامل الانعكاس، ومعدل الامتصاص النوعي (SAR)، والارتفاع الحراري ($\Delta T/s$) عند تردد 2.44 GHz، مما يبرز التأثير المباشر لنوع المادة المضافة (مثل الجرافين والفيريت) على تعزيز السلامة الكهرومغناطيسية والحرارية للأنسجة المحيطة.

الجدول 1: التأثير المباشر لنوع الطلاء الحيوي على السلامة للهوائي المزروع.

نوع الطلاء	سمك طبقة الـ PDMS (mm)	معدل الامتصاص النوعي (W/kg)	التغير في درجة الحرارة (K)	الانعكاس
None	1.0	0.1299	0.0361	0.94
PDMS	1.0	0.1363	0.0379	0.94
PDMS+ Ferrite	1.0	0.1143	0.0317	0.92
PDMS+ Graphene	1.0	1e-4	~0	0.76

يمكن ملاحظة أن الهوائي غير المطلي يُظهر قيم SAR معتدلة، بينما يؤدي استخدام طلاء PDMS إلى زيادة طفيفة في SAR، ويُعزى ذلك إلى التغير في المطابقة للممانعة بين الهوائي والأنسجة المحيطة، في المقابل، يحقق الطلاء المركب من PDMS + Ferrite انخفاضاً ملحوظاً في SAR مقارنة بالحالات الأخرى، مما يشير إلى فعاليته في امتصاص الموجات الكهرومغناطيسية وتقليل القدرة النافذة إلى الأنسجة.



الشكل 2: معدل الامتصاص النوعي (SAR) بدلالة مؤشر كتلة الجسم (BMI) لمواد الطلاء. أما طلاء PDMS + Graphene، فيُظهر انخفاضاً شبيه كلي في SAR، إلا أن ذلك يترافق مع اقتراب معامل الانعكاس من الواحد الصحيح (0.76)، مما يدل على ضعف كفاءة الإشعاع نتيجة عدم المطابقة الشديدة، وبالتالي فإن هذا الطلاء، رغم فعاليته من ناحية السلامة، قد لا يكون مناسباً من حيث الأداء الإشعاعي، ولتوضيح تأثير تركيب الجسم وسماكة الدهون على هذه

حيث تمثل السعة الحرارية النوعية للنسيج.

t مدة التعرض للإشعاع (s).

ρ^c السعة الحرارية النوعية للأنسجة (j/kg^o).

ويؤدي خفض SAR إلى تقليل الارتفاع الحراري بشكل مباشر، وهو ما يجعل التحكم في خصائص الطلاءات الحيوية أمراً أساسياً لضمان السلامة الحرارية والكهرومغناطيسية للهوائيات المزروعة [16،23].

المنهجية

يعتمد هذا العمل على نمذجة عددية تحليلية لتقييم التأثير الكهرومغناطيسي والحراري للهوائيات المزروعة داخل الجسم البشري، مع التركيز على تأثير الطلاءات الحيوية المختلفة واختلاف تركيب الجسم (BMI) على معامل الانعكاس الكهرومغناطيسي (Reflection Coefficient)، معدل الامتصاص النوعي (SAR) و الارتفاع الحراري في الأنسجة (ΔT)، تم تنفيذ جميع الحسابات باستخدام (MATLAB)، وذلك بهدف تحقيق محاكاة سريعة وقابلة لإعادة الإنتاج دون الاعتماد على أدوات العناصر المحددة (FEM)، حيث تم افتراض أن الهوائي المزروع يعمل عند تردد 2.44 GHz، وهو تردد شائع في التطبيقات الطبية اللاسلكية (ISM Band)، كما تم اعتماد قدرة إرسال مقدارها 1mW، وكسب اتجاهاً منخفض نحو الأنسجة البشرية، من أجل محاكاة سيناريو واقعي للهوائيات المزروعة منخفضة القدرة. وتم تمثيل الجسم البشري كنموذج طبقي مبسط يتكون من الجلد (Skin) والدهون (Fat)، و العضلات (Muscle)، وتم اعتماد الخصائص الكهرومغناطيسية والحرارية لكل نسيج (ثابت العزل النسبي، الموصلية الكهربائية، الكثافة، والسعة الحرارية) بناءً على قيم مستخدمة على نطاق واسع في الأدبيات العلمية.

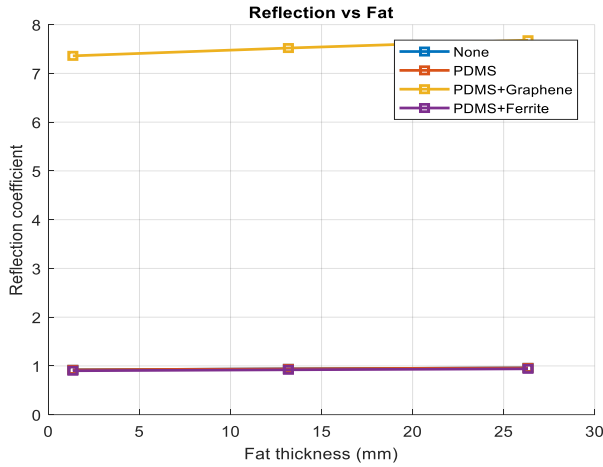
من أجل دراسة تأثير تركيب الجسم، تم اختبار ثلاث قيم مختلفة لمؤشر كتلة الجسم على النحو الآتي ($BMI = 17.5$ (نحيف)) ($BMI = 22.0$ (طبيعي)) و ($BMI = 27.0$ (زائد الوزن))، وربط كل قيمة BMI بسماكة مختلفة لطبقة الدهون، باعتبار أن الدهون تلعب دوراً أساسياً في امتصاص وانتشار الموجات الكهرومغناطيسية.

تمت نمذجة الطلاءات الحيوية في أربع حالات مختلفة للطلاءات المستخدمة حول الهوائي المزروع وهي بدون طلاء، طلاء بوليمري من مادة PDMS، طلاء مركب من PDMS + Graphene، طلاء مركب من PDMS + Ferrite، وتم تحليل ثلاث سماكات مختلفة لطبقة PDMS 0.5 mm، 1.0 mm، و 2.0 mm، وذلك لدراسة تأثير سماكة الطلاء على الامتصاص الكهرومغناطيسي والسلامة الحيوية.

النتائج والمناقشة

تم تقدير معامل الانعكاس عند واجهة الأنسجة باستخدام نموذج تحليلي مبسط يعكس عدم مطابقة الممانعة بين الهواء، الطلاء، والأنسجة، تأثير زيادة سماكة الدهون، تأثير الخصائص المادية للطلاءات المختلفة، وقد تم استخدام هذا النموذج بهدف تحليل الاتجاهات العامة لمعامل الانعكاس بدلاً من القيم الدقيقة المعتمدة على FEM، كما تم حساب معدل الامتصاص النوعي (SAR) في أنسجة العضلات باعتباره المؤشر الرئيسي للسلامة الكهرومغناطيسية، حيث يعتمد SAR على شدة المجال الكهرومغناطيسي النافذ إلى الأنسجة، موصلية الأنسجة، سماكة طبقة

بدلالة مؤشر كتلة الجسم (BMI) لمواد الطلاء المختلفة. معامل الانعكاس بدلالة سماكة طبقة الدهون لمواد الطلاء المختلفة.



الشكل 3: معامل الانعكاس بدلالة سماكة طبقة الدهون لمواد الطلاء المختلفة.

يظهر كل من طلاء (PDMS + Ferrite) وحالي (بدون طلاء، PDMS فقط) بقيم منخفضة ومستقرة لمعامل الانعكاس ($\approx 0.92-0.94$). ويظهر هذا السلوك بوضوح من خلال تموضع هذه المنحنيات في الجزء السفلي من الشكل (3)، مما يدل على نفاذية أعلى للموجات مقارنة بالجرافين. في المقابل، يظهر طلاء PDMS + Graphene قيمًا مرتفعة جدًا لمعامل الانعكاس (تتراوح بين 7.3 و 7.7). هذا المنحنى ظاهر بوضوح في أعلى الشكل (3)، مما يشير إلى انعكاس قوي للموجات الكهرومغناطيسية وضعف في الاقتران مع الأنسجة. كما يلاحظ من الشكل ذاته أن عدد المنحنيات الظاهرة في الجزء السفلي يبدو أقل من عدد الحالات، ويعود ذلك إلى التراكب شبه الكامل بين منحنى "بدون طلاء" و "PDMS فقط" نتيجة تقارب قيم معامل الانعكاس لهاتين الحالتين عبر جميع سماكات طبقة الدهون.

الشكل (4)، يوضح الارتفاع الحراري في حالة الاستقرار بدلالة مؤشر كتلة الجسم (BMI) لمواد الطلاء المختلفة، حيث يظهر انخفاض الارتفاع الحراري مع زيادة BMI، وهو ما يتماشى مع انخفاض SAR الملحوظ سابقاً، وطلاء PDMS + Ferrite يسجل أقل ارتفاع في درجة الحرارة، مما يدل على تحكم حراري فعال وتقليل المخاطر البيولوجية. بالنسبة لطلاء PDMS + Graphene يظهر ارتفاعاً حرارياً منخفضاً جداً، إلا أن ذلك مرتبط بانعكاس الطاقة وليس امتصاصها الفعال، النتائج تؤكد أن تقليل SAR ينعكس مباشرة على تقليل الارتفاع الحراري، خصوصاً عند استخدام مواد ذات خصائص مغناطيسية.

الشكل (5)، يوضح، مقارنة مباشرة لقيم معدل الامتصاص النوعي (SAR) عند قيمة مؤشر كتلة جسم ثابتة ($BMI = 22$) لتسليط الضوء على تأثير نوع مادة الطلاء بشكل مستقل. يظهر بوضوح أن استخدام طلاء PDMS التقليدي يؤدي إلى زيادة طفيفة في قيمة SAR (حوالي 0.136 W/kg) مقارنة بالحالة بدون طلاء (0.129 W/kg)، مما يؤكد عدم كفايته وحده كطبقة حماية كهرومغناطيسية. من ناحية أخرى، يحقق طلاء PDMS + Graphene أدنى قيم مسجلة لـ SAR (تصل إلى 0.1 W/kg)، إلا أن هذا الانخفاض ناتج عن الانعكاس العالي جداً للموجات كما أظهرت النتائج السابقة، مما قد يؤثر على جودة الاتصال. في المقابل، يبرز طلاء PDMS + Ferrite كأفضل خيار عملي؛ حيث يحقق خفضاً جوهرياً في SAR

القيم بشكل أشمل، الشكل (2)، يوضح معدل الامتصاص النوعي (SAR)

PDMS + Graphene

تُظهر نتائج المحاكاة أن طلاء الهوائي بطبقة مركبة من PDMS المدعم بالجرافين يؤدي إلى انخفاض شبه كامل في قيم معدل الامتصاص النوعي (SAR) عبر جميع قيم مؤشر كتلة الجسم (BMI)، حيث تبقى القيم قريبة من الصفر ولا تُظهر أي تغير يُذكر مع اختلاف تركيب الجسم. ويُلاحظ أن منحنى SAR يكون شبه منطبق على محور BMI، مما يشير إلى غياب امتصاص فعلي للطاقة الكهرومغناطيسية داخل الأنسجة الحيوية هذا الانخفاض الشديد في SAR لا يعني أداءً أفضل بل يشير إلى انعكاس شبه كامل للطاقة الكهرومغناطيسية عند واجهة الطلاء، مما يحد من اختراق الموجة داخل الأنسجة، ويعود ذلك إلى ضعف الاقتران الكهرومغناطيسي (Poor EM Coupling) بين الهوائي والأنسجة، وليس إلى توزيع آمن للطاقة، وهو ما يؤدي إلى انخفاض كفاءة الإشعاع ويحد من ملاءمة هذا الطلاء للتطبيقات الطبية المزروعة التي تتطلب توازناً بين السلامة والأداء.

PDMS + Ferrite

يظهر الطلاء أقل SAR واقعي بين جميع الحالات الفعالة حيث يوضح الشكل (2)، أن القيم تنخفض تدريجياً مع زيادة BMI وكانت القيم كالآتي، حيث

$$SAR \approx 0.185 \text{ W/kg} \text{ عند } BMI = 17.5$$

$$SAR \approx 0.114 \text{ W/kg} \text{ عند } BMI = 22$$

$$SAR \approx 0.067 \text{ W/kg} \text{ عند } BMI = 27$$

وهذا التدرج يؤكد وجود امتصاص كهرومغناطيسي فعال داخل مادة الطلاء نفسها قبل وصول الموجات للأنسجة، مما يقلل القدرة النافذة بدون فقدان شديد في جودة الإشارة، وهو ما يجعله الخيار الأمثل للتطبيقات الطبية المزروعة.

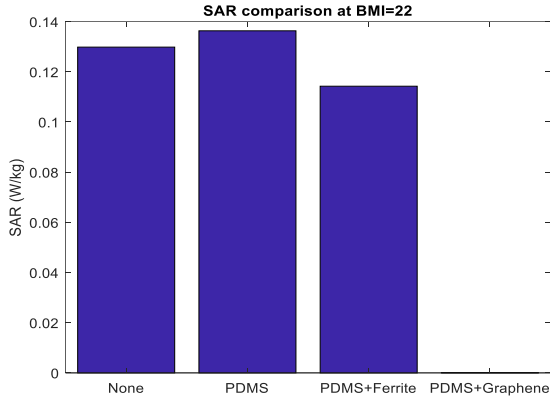
None (بدون طلاء)

في حالة عدم استخدام أي طلاء، تُسجل قيم مرتفعة نسبياً لمعدل الامتصاص النوعي (SAR)، حيث وصلت القيمة إلى حوالي 0.21 W/kg عند BMI المنخفض (17.5)، مما يدل على زيادة تعرض الأنسجة للطاقة الكهرومغناطيسية. ويجعل ذلك هذه الحالة غير ملائمة للتطبيقات القريبة من الجسم من منظور السلامة الحيوية.

PDMS فقط

في حالة استخدام PDMS فقط، سُجّلت أعلى قيم لمعدل الامتصاص النوعي (SAR) بين جميع الحالات، مما يشير إلى أن PDMS بمفرده لا يوفر حماية كهرومغناطيسية كافية، بل قد يؤدي إلى زيادة تركيز المجال داخل الأنسجة. ويُفسّر ذلك بأن PDMS مادة عازلة لا تمتلك خصائص امتصاص فعالة

للطاقة الكهرومغناطيسية. وفي المقابل، يُظهر الطلاء المركب PDMS + Graphene انخفاضاً شبه كامل في قيم SAR عبر جميع قيم مؤشر كتلة الجسم، إلا أن هذا الانخفاض ناتج عن انعكاس مرتفع للموجات الكهرومغناطيسية بسبب الموصلية العالية للجرافين، مما يحد من اختراق الطاقة إلى الأنسجة ويؤثر سلباً على كفاءة الإشعاع. أما الطلاء المركب PDMS + Ferrite، فيحقق خفضاً حقيقياً وفعالاً في SAR نتيجة خصائص Ferrite الماصة، مع الحفاظ على كفاءة النظام، مما يجعله الخيار الأكثر ملاءمة للتطبيقات القريبة من الجسم، ويوضح الشكل (3)، يوضح



الشكل 5: مقارنة معدل الامتصاص النوعي (SAR) لمواد الطلاء المختلفة عند قيمة ثابتة لمؤشر كتلة الجسم BMI=22

أظهرت النتائج أن الطلاء المركب PDMS + Graphene يقلل SAR بشكل كبير ليصل إلى مستويات قريبة من الصفر، إلا أن هذا الانخفاض مصحوب بارتفاع كبير في معامل الانعكاس (0.76)، مما يقلل من كفاءة الإشعاع نتيجة الانعكاس العالي للطاقة. في المقابل، حقق الطلاء المركب PDMS + Ferrite التوازن الأمثل بين السلامة والكفاءة، حيث سجل خفضاً فعالاً في قيم SAR حوالي 0.114 W/kg مع الحفاظ على معامل انعكاس منخفض ومستقر وارتفاع حراري ضئيل، مما يعزز ملاءمته للتطبيقات القريبة من الجسم. كما أشارت النتائج إلى أن استخدام PDMS وحده لا يوفر حماية كافية، بل قد يؤدي لزيادة طفيفة في تركيز المجال داخل الأنسجة.

التوصيات

من النتائج المتحصل عليها يمكن توصية بالآتي:-

- 1- إجراء دراسات مخبرية ومحاكاة دقيقة لتحديد النسبة المثالية لخلط جزيئات الفريت او المواد المغناطيسية الأخرى.
- 2- دراسة إمكانية دمج الجرافين والفريت معا في طلاء واحد متعدد الطبقات.
- 3- الانتقال من مرحلة النمذجة التحليلية والمحاكاة الحاسوبية الى التجارب العملية باستخدام نماذج انسجة صناعية او تجارب حيوية للتحقق من التوافق الحيوي طويل الأمد للطلاءات المركبة وثبات خصائصها الكهربائية.
- 4- دراسة سلوك هذه الطلاءات المركبة عند الترددات العالية جدا المقترحة لتقنيات الجيل السادس وما أعلى.

Author Contributions: Amer: Manuscript editing Noor, Alkilani, Mustafa, Enwayes, and Alhadad: Design the model and conceptualization of the introduction and related work: formulation of equation, system design, and geometric representation. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: "This research received no external funding."

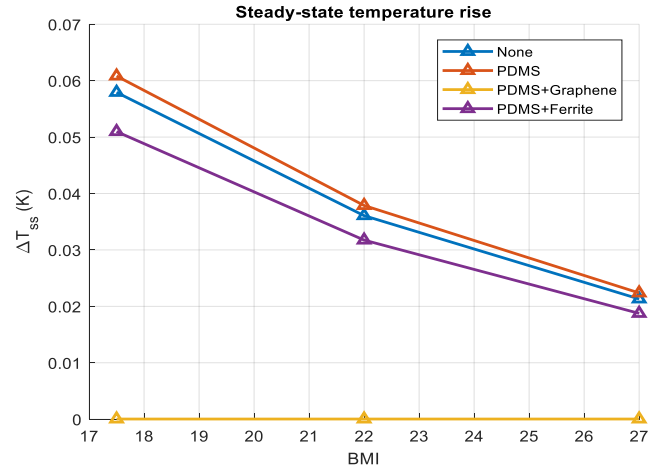
Data Availability Statement: "The data are available at request."

Conflicts of Interest: "The authors declare no conflict of interest."

References

- [1] M. Wilcox, H. Gregory, R. Powell, T. J. Quick, and J. B. Phillips. "Strategies for peripheral nerve repair." *Current Tissue Microenvironment Reports*, vol. 1, pp. 49–59, 2020. <https://doi.org/10.1007/s43152-020-00002-z.10209547>.

حوالي 0.114 W/kg مع الحفاظ على أقل معامل انعكاس ممكن (0.92) مقارنة بالجرافين، إن النتائج المستخلصة من الشكل (5)، تدعم ما تم رصده في الأشكال (2-4)، وتؤكد تفوق مادة الفريت في تحقيق التوازن الأمثل.



الشكل 4: الارتفاع الحراري في حالة الاستقرار بدلالة مؤشر كتلة الجسم (BMI) لمواد الطلاء المختلفة.

حيث يوفر دمج الفريت مع PDMS أداءً متفوقاً من حيث تقليل معامل الانعكاس، وخفض SAR، والحد من الارتفاع الحراري ($K \approx 0.0317$) وهذا يجعل هذا الطلاء المرشح الأقوى لتطبيقات الأنظمة اللاسلكية القريبة من الجسم التي تتطلب سلامة حيوية عالية دون التضحية بكفاءة الهوائي.

الاستنتاجات

تناولت هذه الورقة تحليل الأداء الكهرومغناطيسي والحراري للهوائيات المزروعة المستخدمة في أنظمة الاتصالات الطبية الحديثة، مع التركيز على تأثير الطلاءات الحيوية المختلفة وخصائص الجسم على السلامة والأداء. حيث تمت محاكاة النماذج وتقييم أربع حالات للطلاء: بدون طلاء، طلاء PDMS، طلاء مركب PDMS + Graphene، وطلاء مركب PDMS + Ferrite. عند سماكات مختلفة لطبقة PDMS، مع مراعاة اختلاف تركيب الجسم حسب مؤشر كتلة الجسم (BMI). ركز التحليل على معامل الانعكاس، معدل الامتصاص النوعي للطاقة (SAR)، وارتفاع درجة الحرارة في حالة الاستقرار.

- [2] G. Hussai, et al. "Current status of therapeutic approaches against peripheral nerve injuries: a detailed story from injury to recovery." *International journal of biological sciences* vol. 16, No. 1 2020. <https://www.ijbs.com/10.7150/ijbs.35653>.
- [3] A. Coviello, F. Linsalata, U. Spagnolini, and M. Magarini, "Artificial neural networks-based real-time classification of ENG signals for implanted nerve interfaces." *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, vol. 42, no. 8, pp. 2080–2095, 2024. <http://doi.org/10.1109/JSAC.2024.3399258>.
- [4] J. Fal, N. AbuHamoud, and Abdulgader. "Study and Design Multiband MPA Antenna for Smart Phones." *Wadi Alshatti University Journal of Pure and Applied Sciences*, vol. 4, no. 1, pp. 294–299. https://doi.org/10.63318/waujpasv4i1_31.
- [5] M. Bahrouni, et al. "Modeling of a compact, implantable, dual-band antenna for biomedical applications." *Electronics*, vol. 12, no. 6, pp. 1475, 2023. <https://doi.org/10.3390/electronics12061475>.
- [6] M. Khabiri. "Design and simulation of implantable PIFA in presence of ANSYS human body model for biomedical telemetry using ANSYS HFSS." *Ozen Engineering Inc.*, 2015.

- https://www.ozeninc.com/wp-content/uploads/2021/01/OEL_Biomedical_WhitePaper_Final.
- [7] K. Ramasamy et al. "An ultraminiaturized implantable antenna with low SAR using metamaterial structures." *Cambridge University Press*, 2023. <https://doi.org/10.1515/freq-2024-0332>.
- [8] Public Polimi. "Effect of polymeric coatings (PDMS, PDMS/Graphene, PDMS/Ferrite) on implantable antenna performance." 2024. <https://re.public.polimi.it/retrieve/5861bded-c4b9-4fbe-b8cd-9c1a7286a054/>
- [9] Ir.ua.edu. "Ferrite-coated implantable antennas: SAR and reflection improvements." 2024. <https://ir.ua.edu/items/1dd3ab51-6e6a-4a16-9c4b-6e46d02c85d6>.
- [10] O. Saqar, and N. Abuhamoud. "Design and Optimization of Low Power Microstrip Patch Antennas for Enhanced Short-Range Wireless Communications." *Wadi Alshatti University Journal of Pure and Applied Sciences*, vol.3, no.1, pp.182-191,2025. https://doi.org/10.63318/waujpasv3i1_24.
- [11] A. Alade. "Advances in biomedical telemetry antennas: Efficiency and SAR assessment.", *UEA ePrints*, 2024. <https://ueaeprints.uea.ac.uk/id/eprint/96799/1/>.
- [12] A. Mohan and R. Kumar. "Material selection and layer design for safe implantable antennas: A comprehensive review." *Biomedical Engineering Online*, vol. 23, p. 115, 2024. <https://link.springer.com/article/10.1186/s12938-024-01277-1>.
- [13] Z. Othman, W. Hassan, F. Ahmed, and R. Ali. "Impact of Dielectric Substrate Material on the Performance of Microstrip Patch Antennas (MPAs), V-Band." *Wadi Alshatti University Journal of Pure and Applied Sciences*, vol. 4, no. 1, pp. 131-140, 2026. https://doi.org/10.63318/waujpasv4i1_14.
- [14] A. Jabber, A. Jassim, and R. Thaher. "Compact reconfigurable PIFA antenna for wireless applications." *TELKOMNIKA Telecommunication Computing Electronics and Control*, vol. 18, no. 2, pp. 595–602, 2020. <http://doi.org/10.12928/telkomnika.v18i2.13427>.
- [15] N. Malik et al. "Implantable antennas for biomedical applications." *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, vol. 5, no. 1, pp. 84–96, 2020. <https://doi.org/10.1186/s12938-024-01277-1>.
- [16] M. Soliman et al. "Review on medical implantable antenna technology and imminent research challenges." *Sensors*, vol. 21, no. 9, no. 3163, 2021. <https://doi.org/10.3390/s21093163>.
- [17] M. Bahrouni et al. "Modeling of a compact, implantable, dual-band antenna for biomedical applications." *Journal: Electronics (MDPI)* Vol. 12, No. 6 2023. <http://doi.org/10.3390/electronics12061475>.
- [18] F. Caspers. "RF engineering basic concepts: S-parameters." *Publisher: CERN*, 2011, <http://doi.org/10.5170/CERN-2011-007.67>.
- [19] A. Coviello et al. "Communication in implantable medical devices: FEM simulation to evaluate the coating effects on transmission." *Politecnico di Milano*, 2024. <https://doi.org/10.1109/ISMICT64722.2025.11059418>.
- [20] M. Sang et al. "Ultra-thin flexible encapsulating materials for soft bio-integrated electronics." *Advanced Science*, vol. 9, no. 30, 2022. <https://doi.org/10.1002/advs.202202980>.
- [21] M. Mariello et al. "Recent advances in encapsulation of flexible bioelectronic implants: Materials, technologies, and characterization methods." *Advanced Materials*, vol. 34, no. 34, 2022. <https://doi.org/10.1002/adma.202201129>.
- [22] A. Béraud et al. "Graphene field-effect transistors as bioanalytical sensors: Design, operation and performance." *Analyst*, vol. 146, no. 2, pp. 403–428, 2021. <https://doi.org/10.1039/D6AN00090H>.
- [23] I. Williams et al. "SenseBack – implant considerations for an implantable neural stimulation and recording device." in *Proc. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 2019. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2019.8919046>.