FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN

Efectos del SAR producidos por antenas de dispositivos biomédicos implantables sobre los tejidos biológicos

Proyecto final de graduación presentado como requisito para optar por el título de **LICENCIATURA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA E INSTRUMENTACIÓN** en la Universidad Latina de Panamá

Liz Marie Gómez Castillo

C.I.P. 4-819-1381

Director de Tesis:

Dr. Ernesto Ibarra

Asesor de Tesis:

Mgtr. Alfredo Lescher

Panamá, República de Panamá

2025

DEDICATORIA

Primeramente, dedico este logro a Dios, por su infinita bondad, por haberme acompañado en cada paso de este camino y por darme la fuerza cuando más la necesitaba. Ha sido mi guía constante, mi refugio en los momentos difíciles y mi impulso para seguir adelante con fe y determinación.

Agradezco profundamente a mi mamá, a mi abuela y a mi papá, quienes han sido pilares fundamentales en mi vida. Su amor, apoyo incondicional y confianza en mí han sido el motor que me ha impulsado a superarme cada día. Todo mi esfuerzo ha sido también por ellos, para que se sientan orgullosos de verme crecer como persona y como profesional.

También dedico este logro a Moisés, por haber sido un gran soporte en esta etapa, por su compañía constante y por estar presente siempre que lo necesité. A mis amigos, por los momentos compartidos, por su amistad sincera y por hacer más llevadero el camino universitario. Y finalmente, a mí misma, por no rendirme, por ser fuerte y valiente, y por mantenerme firme en mi propósito a pesar de las dificultades.

UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ

DECLARACIÓN JURADA

Yo, Liz Marie Gómez Castillo, con cédula de identidad personal 4-819-1381, estudiante graduando del programa/carrera de Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación declaro bajo la gravedad del juramento que el material que aparece en este trabajo de graduación, en la opción: Publicación Científica (tesis, proyecto final, pasantía, otro), es de mi producción intelectual, por lo cual exonero a la Universidad Latina de Panamá de cualquier responsabilidad relacionada a este aspecto.

Para que conste firmo la presente declaración el día 09 del mes de octubre del año 2025.

Firma del estudiante: Liz Gómez C

C.I.P.: 4-819-1381

ÍNDICE

Contenido

Introducción 6
CAPÍTULO 1. 7
EL PROBLEMA 7
1.1 Antecedentes del Problema de Investigación 8
1.2 Planteamiento del Problema 8
1.4 Objetivos 9
1.4.1 Objetivo General 9
1.4.2 Objetivos Específico 9
1.3 Justificación de la Investigación 9
1.5 Alcance y límites de la investigación 10
1.6. Línea de investigación a la que pertenece el estudio 10
CAPÍTULO 2: 11
MARCO TEÓRICO 11
2.1 Avances Tecnológicos en Implantes Biomédicos 12
2.2 Campos Electromagnéticos 13
2.3 Tasa de Absorción Específica (SAR) 16
2.4 Diseño y Desempeño de las Antenas en Dispositivos Implantables 17
2.5 Efectos de los Campos Electromagnéticos 22
2.5.1 Efectos Térmicos 22
2.5.2 Efectos No Térmicos 23
CAPÍTULO 3: 26
METODOLOGÍA 26
3.0 Marco Metodológico 27
CAPÍTULO 4: 29
PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS 29
4.0 Análisis de resultados e interpretaciones 30
4.1 Discusión de los resultados 30
4.1.1 Evaluación de Antenas Basada en Estudios Previos 30
Conclusión 35
ANEXOS 46

ÍNDICE DE IMÁGENES

Figura No. 1 Representación de dispositivos médicos avanzados con sensores y biotelemetría, aplicados en Neurología, Cardiología y Rehabilitación para monitoreo continuo en entornos naturales. 12

Figura No. 2 Distribución esquemática del SAR alrededor de un dispositivo implantable ubicado bajo la piel. 15

Figura No. 3 Tipos de Antenas implantables 18

Figura No. 4 Esquema de implantes biomédicos (marcapasos, neuroestimuladores y sensor de glucosa) con CEM, mostrando efectos no térmicos como apoptosis y daños celulares. 24

Figura No. 5 Los efectos de los CEM en una célula de carcinoma epidermoide, mostrando apoptosis y la inactivación del complejo multi-chaperona. 24

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Límites de SAR para implantes biomédicos según organismos internacionales. 14

Tabla 2 Bandas de frecuencias utilizadas en aplicaciones biomédicas y dispositivos médicos implantables 21

Tabla 3 Evaluación Comparativa de Antenas Implantables. 31

Tabla 4 Efectos biológicos de Antenas: Resultados de simulaciones y experimentos. 34

Introducción

En los últimos años, los dispositivos médicos implantables han registrado avances significativos en la medicina mediante biotelemetría inalámbrica. Sin embargo, los Campos Electromagnéticos que son generados por las antenas pueden llegar a causar calentamiento localizado o daños celulares, comprometiendo el resguardo de quienes se apoyan en estos implantes. Con el fin de abordar estos desafíos, realizamos un análisis sobre las repercusiones de los Campos Electromagnéticos, y la Tasa de Absorción Especifica en tejidos humanos. Además, se estudiaron diseños de antenas optimizadas para reducir el SAR y minimizar los riesgos. En conjunto, estos hallazgos subrayan la importancia de equilibrar eficiencia y seguridad electromagnética para desarrollar implantes confiables que promuevan una mejor calidad de vida para los pacientes sin comprometer la salud.

Palabras Clave **-** *Antenas implantables, Biotelemetría, Campos Electromagnéticos, Dispositivos Implantables, Efectos, Monitoreo, Tasa de Absorción Específica.*

CAPÍTULO 1.

EL PROBLEMA

1.1 Antecedentes del Problema de Investigación

Recientemente, los dispositivos portátiles han registrado progresos significativos y acelerados. La cantidad de estos dispositivos a nivel mundial se triplicó, pasando de aproximadamente 325 millones en 2016 a 1,105 millones en 2022. En América Latina, el aumento fue notable, aumentando de 1.83 millones a 49 millones en el mismo período (Atanasov et al., 200d. C.). Este auge en el uso de dispositivos portátiles ha sido fundamental para el avance de la telemedicina. Gracias a ello, se facilita el acceso a servicios médicos y se apoya el tratamiento remoto de múltiples enfermedades (Makovey et al., 2015; Mutashar et al., 2014). La telemedicina ha redefinido la atención sanitaria mediante la incorporación de tecnologías innovadoras y la mejora de la conectividad inalámbrica (Amar et al., 2015; Mutashar et al., 2014). No obstante, este progreso tecnológico plantea desafíos que requieren de un análisis riguroso, especialmente en el diseño de los componentes críticos para implantes médicos.

1.2 Planteamiento del Problema

La dependencia de esta tecnología plantea interrogantes sobre la seguridad de sus componentes, como las antenas, bajo la influencia de la radiación. El uso de biotelemetría ha incrementado los niveles de interacción humana con la radiación electromagnética (Smondrk et al.,2017). Esta radiación, clasificada en ionizante y no ionizante según su frecuencia y longitud de onda (Smondrk et al.,2017), plantea ciertos desafíos críticos para la seguridad del paciente, principalmente por un aumento de La Tasa de Absorción Específica (SAR) generada por las antenas del implante. Este componente, al hacer la función de convertir de señales eléctricas en ondas electromagnéticas, genera riesgos perjudiciales. Entre ellos, el calentamiento localizado, posibles daños celulares, inflamación y efectos a largo plazo en funciones como la reproducción o memoria (Hayashida et al., 2022; Soontornpipit, 2012). Un diseño inadecuado de estas antenas puede provocar la elevación de los niveles de SAR en los tejidos, lo que convierte este tema en un desafío urgente para garantizar implantes seguros y funcionales.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

- Analizar los efectos del SAR Producido por Antenas de Dispositivos Biomédicos Implantables sobre los tejidos biológicos.

1.4.2 Objetivos específicos

- Identificar los efectos biológicos provocados por niveles elevados de SAR en tejidos humanos, distinguiendo entre impactos térmicos y no térmicos asociados al uso de antenas implantables.

- Sintetizar los hallazgos sobre el impacto de las frecuencias de operación y las dimensiones de las antenas implantables en los niveles de SAR, analizando los resultados de simulaciones para identificar configuraciones que minimicen el calentamiento localizado en los tejidos.

- Comparar las ventajas y desventajas de diseños de antenas implantables en términos de su influencia en los niveles de SAR y su rendimiento en la transmisión de datos para aplicaciones de biotelemetría.

1.3 Justificación de la investigación

Factores como la biocompatibilidad y la miniaturización son dos aspectos importantes y de influencia en la reducción del SAR (Mohan & Kumar, 2024a), parámetro esencial para medir la energía absorbida por los tejidos y evaluar la seguridad de estos dispositivos (Ballo et al., 2021a).

Este problema ha generado preguntas e impulsado diversas investigaciones que priorizan el tema de seguridad. No solo se enfrentan desafíos técnicos, sino que también surgen implicaciones éticas y sociales (Ballo et al., 2021a). Dado que estos dispositivos salvan vidas de pacientes con condiciones graves y son pilares de la medicina moderna, un diseño deficiente que aumente la SAR incrementa los costos de atención médica y limita el acceso a tratamientos (Hayashida et al., 2022; Jasim et al., 2025). Por ello, la búsqueda de soluciones innovadores es imprescindible.

1.5 Alcance y límites de la investigación

Este estudio explora los desafíos y oportunidades que surgen en el diseño de antenas implantables, y busca analizar la influencia sobre como su configuración y diseño de los dispositivos influyen en los niveles de SAR y en los riesgos asociados en el cuerpo humano. Se promueve un enfoque de optimización tecnológico y de diseño, que permitan implantes más seguros y centrados en el bienestar humano (Amar et al., 2015; Ballo et al., 2021b; Hayashida et al., 2022).

La investigación se centra en el análisis de la influencia de las antenas sobre la Tasa de Absorción Específica (SAR) y en los efectos que este parámetro puede generar en los tejidos, tales como calentamiento localizado, posibles daños celulares, inflamación y efectos a largo plazo en funciones como la reproducción o la memoria.

1.6. Línea de investigación a la que pertenece el estudio

El estudio presentado pertenece a la línea de investigación en ciencias de la salud, específicamente en el tema de ingeniería biomédica el cual trata de: Efectos del SAR producidos por antenas de dispositivos biomédicos implantables sobre los tejidos biológicos.

CAPÍTULO 2:

MARCO TEÓRICO

2.1 Avances tecnológicos en implantes biomédicos

Los implantes biomédicos han revolucionado la medicina moderna, al permitir el monitoreo en tiempo real y preciso. Haciendo posible un mejor nivel de vida para los pacientes con condiciones medicas crónicas. Con base en la Ley Federal de Alimentos, Medicamentos y Cosméticos (FD&C) (Kattiakara Muni Samy & Gudipalli, 2023), un dispositivo médico, como un implante, se define como un instrumento o aparato diseñado para la prevención, tratamiento, mitigación, curación o diagnóstico de enfermedades, o para modificar la estructura o función del cuerpo, siempre cumpliendo con rigurosas regulaciones de seguridad y eficacia (Kattiakara Muni Samy & Gudipalli, 2023). Además, estos dispositivos integran tecnologías avanzadas, como sensores y sistemas de comunicación inalámbrica, cuyas aplicaciones han sido ampliadas para incluir los campos de la cardiología, neurología y la rehabilitación (*Ver Figura No. 1*). En particular, la biotelemetría, que utiliza estos sistemas inalámbricos para transmitir datos fisiológicos, permite un monitoreo continuo en entornos naturales, mejorando la eficacia de estas aplicaciones (Ashyap et al., 2020).

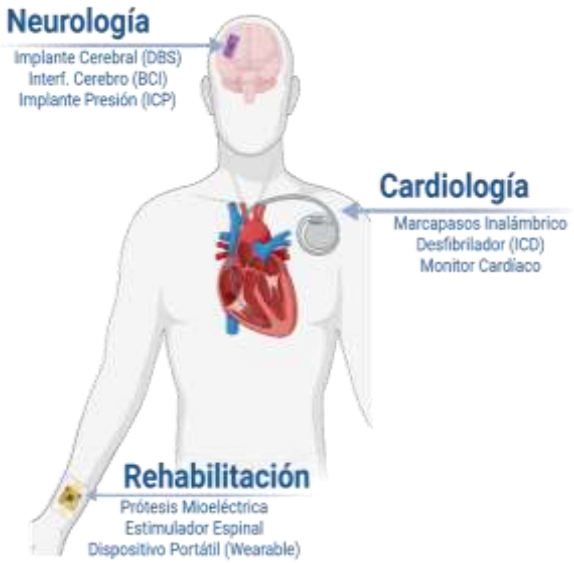


Figura No. 1 Representación de dispositivos médicos avanzados con sensores y biotelemetría, aplicados en Neurología, Cardiología y Rehabilitación para monitoreo continuo en entornos naturales.

En este contexto, las antenas incorporadas en los implantes son esenciales para permitir la transferencia inalámbrica de datos fisiológicos. Sin embargo, su diseño es complejo debido a la presencia del cuerpo humano. En consecuencia, se exige que

cumplan con requisitos eléctricos (ancho de banda, eficiencia de radiación, ganancia), mecánicos (bajo perfil, flexibilidad), de fabricación (bajo costo, estructura simple). También debe cumplir con la seguridad, como mantener la SAR por debajo de los limites estándar mundiales (Atanasov et al., 200d. C.). Así, el diseño de estos sistemas debe equilibrar la eficiencia de su trabajo y la seguridad del paciente para garantizar un monitoreo efectivo sin comprometer la salud. Los implantes biomédicos integran tecnologías avanzadas que motivan a explorar los (CEM), fundamentales para optimizar la transmisión.

2.2 Campos electromagnéticos

Los CEM son combinaciones de fuerzas eléctricas y magnéticas invisibles, generadas por fenómenos naturales y actividades humanas. Estas ondas, formadas por componentes eléctricos y magnéticos que se propagan, abarcan un amplio espectro de frecuencias, desde radiofrecuencias como la banda de Servicio de Comunicación para Implantes Médicos (MICS, 402-405 MHz) hasta microondas de 3.5 a 8.0 GHz, esenciales para implantes biomédicos (Verloock et al., 2014b).

Estas radiaciones son fundamentales en tecnologías inalámbricas, pues su interacción con tejidos biológicos depende de su frecuencia e intensidad (Choudhary et al., 2025). Por ello, evaluar los efectos de los CEM en implantes biomédicos requiere considerar los límites de seguridad establecidos por organismos internacionales. Estos límites están diseñados para salvaguardar los tejidos humanos ante la interacción con los CEM *(Ver Tabla 1).*

Organismo	**Límites del SAR**	**Tejido**	**Ref.**
Instituto de Ingenieros Eléctricos y	Límite de SAR de 1.6 W/kg promediado sobre 1 g de tejido	Cabeza y tronco	(Nagel et al., 2018)

Electrónicos (IEEE)	Límite de SAR 4 W/kg promediado sobre 10g de tejido	Extremidades	
Comisión Federal de Comunicaciones, EE. UU. (FCC)	Adopta los límites de la IEEE	Extremidades, cabeza y tronco	(Soontornpipit et al., 2004)
Comisión Internacional de Protección contra Radiaciones No ionizantes (ICNIRP)	Límite de SAR de 2 W/kg promediado sobre 10 g de tejido	Todo el cuerpo	(Piconi & Maccauro, 1999)
Comité Europeo de Normalización Electrónica (CENELEC)	Adopta los límites de ICNIRP	Todo el cuerpo	(3D-Spiral Small Antenna Design and Realization for Biomedical Telemetry in the MICS band | Request PDF, 2009)

Tabla 1 Límites de SAR para implantes biomédicos según organismos internacionales.

Estos límites de SAR son clave para entender la interacción entre los CEM y los implantes biomédicos, como marcapasos o sensores inalámbricos, ya que determinan la cantidad de energía absorbida por los tejidos. Esta interacción permite la comunicación inalámbrica, pero también puede generar efectos térmicos y no térmicos (Hikage et al., 2015b). Las ondas electromagnéticas se relacionan con las propiedades dieléctricas de los tejidos, como la conductividad y la permitividad, influyendo en la absorción de energía, especialmente en la epidermis (Hikage et al., 2015b). Por ejemplo, los implantes que operan a 8.0 GHz pueden calentar localmente la piel debido a su alta absorción energética (Verloock et al., 2014a). Este comportamiento puede visualizarse mediante un esquema representativo *(Ver Figura*

No. 2). Se muestra un dispositivo implantable ubicado bajo la piel. Las áreas en tonos rojos alrededor del implante indican regiones con mayor absorción de energía específica y, por tanto, un posible aumento de temperatura en los tejidos circundantes. En contraste, las zonas con tonalidades más claras representan niveles más bajos de absorción, lo que refleja una interacción más segura para las capas más profundas de la piel.

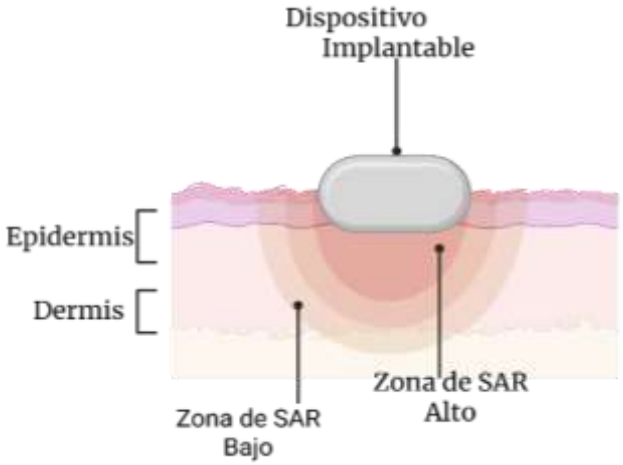


Figura No. 2 Distribución esquemática del SAR alrededor de un dispositivo implantable ubicado bajo la piel.

En consecuencia, las ondas electromagnéticas son cruciales para aplicaciones como la biotelemetría, que permite el monitoreo remoto, y la estimulación eléctrica en neuroimplantes (Choudhary et al., 2025). Sin embargo, la exposición prolongada a radiaciones electromagnéticas de alta intensidad puede interferir con el funcionamiento de los implantes o causar calentamiento tisular. Por ello, optimizar el diseño de antenas implantables es fundamental para maximizar la eficiencia y reducir riesgos biológicos (Ahlbom et al., 2004a). Esta optimización implica ajustes en el rango de frecuencias de funcionamiento y elección de materiales que minimicen la absorción de energía en los tejidos (Smondrk et al., 2017).

Los CEM exigen cumplir con límites de seguridad como el SAR para proteger los tejidos del cuerpo humano, lo que motiva el análisis de innovaciones en el diseño de estos dispositivos para optimizar su funcionalidad. Por ello, el SAR representa un elemento clave en la creación de tecnologías que mantengan un equilibrio en su seguridad y su rendimiento.

2.3 Tasa de absorción específica (SAR)

La SAR constituye una medida que evalúa la potencia de radiofrecuencia captada por cada unidad de masa de tejido biológico, expresada en vatios por kg (W/kg). Es fundamental al evaluar la exposición a CEM, los cuales son generados por implantes biomédicos, como marcapasos o sensores implantables (Hamed & Maqsood, 2018). Este parámetro mide la interacción de ondas electromagnéticas, generalmente en el rango de 3.5 a 8.0 GHz, con tejidos como la piel, permitiendo establecer límites de seguridad para dispositivos médicos (Hayashida et al., 2022). La SAR se calcula mediante la siguiente expresión:

$$\boldsymbol{SAR}: \frac{\boldsymbol{\sigma}|\boldsymbol{E}|^{\boldsymbol{2}}}{\boldsymbol{\rho}}$$

En esta fórmula, σ representa la conductividad eléctrica del tejido, medida en siemens por metro (S/m). Esto indica qué tan bien un tejido biológico, como la piel o musculo, conduce corriente eléctrica inducida por un CEM. El término $|E|^2$ corresponde al cuadrado de la magnitud del campo eléctrico interno, expresado en voltios al cuadrado por metro al cuadrado (V^2/m^2). Esta unidad refleja la potencia del campo dentro del material. Por último, ρ es la densidad del tejido, medida en kilogramos por metro cubico $\left(\frac{kg}{m^3}\right)$. Esto representa la masa por unidad de volumen. Dividir por ρ en la fórmula normaliza la energía absorbida por la masa del tejido, dando como resultado la SAR en vatios por kilogramo (W/kg) (Hayashida et al., 2022).

Los efectos asociados a la SAR comprenden principalmente efectos térmicos, como el calentamiento localizado que incrementa la temperatura en la epidermis y, en situaciones críticas, podría ocasionar daño tisular. Asimismo, se relaciona con efectos no térmicos, generando alteraciones celulares a nivel molecular (Ahlbom et al., 2004b; Guido & Kiourti, 2020; Saliev et al., 2019). Por ejemplo, diversas simulaciones demuestran que la SAR en la epidermis alcanza valores significativos en capas superficiales, lo que induce un calentamiento notable de la zona expuesta (Verloock et al., 2014a)**.** La evaluación de la SAR se lleva a cabo mediante métodos numéricos, que emplean simulaciones computacionales para analizar la distribución de energía

en los tejidos. Mientras que los métodos experimentales, que miden la SAR en fantomas, son menos comunes debido a su complejidad técnica (Choudhary et al., 2025).

Un nivel de SAR elevado puede exceder los umbrales de seguridad definidos por la Comisión Internacional para la Protección contra la Radiación No Ionizante (ICNIRP). Si esto ocurre, se incrementa el riesgo de efectos térmicos, como quemaduras tisulares, y de efectos no térmicos en tejidos (2015 2nd International Conference on Recent Advances in Engineering & Computational Sciences (RAECS), 2015a; Ahlbom et al., 2004b). Debido a esto, los atributos dieléctricos de los tejidos, como la conductividad y la permitividad, influyen decisivamente en los niveles de SAR. Todo esto destaca la necesidad de optimizar el diseño de los implantes y desempeño, para equilibrar la eficiencia y la seguridad.

2.4 Diseño y desempeño de las antenas en dispositivos implantables

Una antena es un componente esencial que facilita la emisión y captación de ondas electromagnéticas, actuando como interfaz entre el exterior y el dispositivo (Scarpello et al., 2011). Esta característica resulta fundamental para el funcionamiento de dispositivos inalámbricos portátiles e implantables, dado que transforman las señales eléctricas en ondas electromagnéticas y a la inversa (Abirami & Sundarsingh, 2017). Estas antenas facilitan monitoreo en tiempo real, la detección temprana de anomalías y mayor libertad de movimiento. Además, permiten procedimientos menos invasivos y la transmisión de datos a centros médicos, mejorando los resultados para los pacientes (Asili et al., 2012; Chow et al., 2009). Sin embargo, uno de los desafíos principales en el diseño de estos sistemas es que la antena se encuentra rodeada por un medio bastante complejo, como el tejido humano, lo que dificulta lograr una alta eficiencia (Implantable Antennas for Biomedical Applications, 2022). El cuerpo humano es un medio altamente disipativo y con elevada permitividad relativa, y esto reduce la longitud de onda y aumenta la atenuación de la señal. Todo eso obliga a que la antena sea muy pequeña y eficiente. En términos simples, las señales dentro del cuerpo se debilitan y las ondas se acortan, lo que exige antenas compactas y de alto rendimiento (Implantable Antennas for Biomedical Applications, 2020). Además,

el cuerpo se considera un entorno heterogéneo, con propiedades que varían según la edad, sexo o la presencia de enfermedades (Merli et al., 2011). Por ejemplo, en el tejido graso los valores de SAR son menores que en el tejido muscular, debido a su menor contenido de agua, lo que reduce la absorción de energía. La ubicación de la antena también influye en la distribución del SAR, ya que el grosor y tipo de tejido interfieren en la transmisión y recepción de señales (J. Kumar & Repaka, 2020). Las antenas implantables operan en bandas como Industrial, Científica y Médica (ISM) y MICS, para minimizar interferencias y cumplir con regulaciones (Matthes et al., 1999; *Risk assessment of electromagnetic fields exposure with metallic orthopedic implants: A cadaveric study*, 2005).

Por esta razón, la antena debe diseñarse para ser insensible a múltiples cambios en el entorno de radiación (Implantable Antennas for Biomedical Applications, 2020), y garantizar la seguridad del paciente, medida mediante el SAR y regulada por estrictos estándares internacionales (Skrivervik, 2011). Las antenas deben contar con una ganancia, ancho de banda y eficiencia adecuada para asegurar una transmisión confiable en entornos biológicos (Soliman et al., 2021).

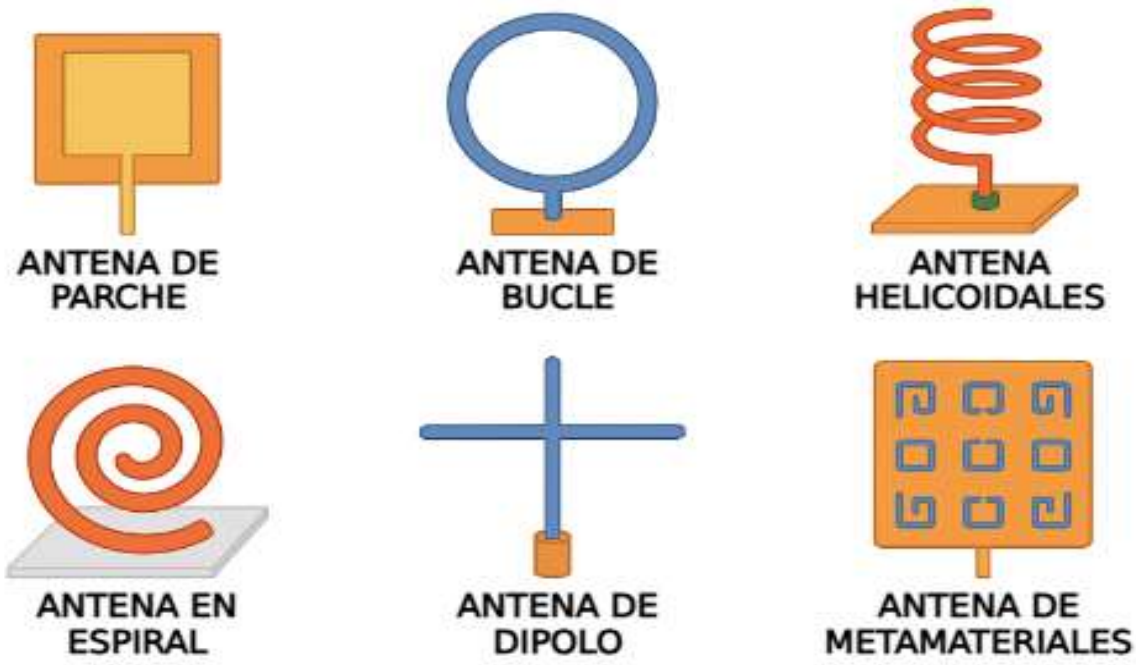


Figura No. 3 Tipos de Antenas implantables

Además, deben considerar factores como espacio limitado, bajo consumo energético y cumplimiento de normativas de seguridad entre otros aspectos (Mohan & Kumar, 2024a; Zada & Yoo, 2018). Por tanto, deben ser biocompatibles, miniaturizadas, adaptadas a los tejidos para reducir el calor y ofrecer seguridad a largo plazo (Challa et al., 2018; Mohan & Kumar, 2024a; Soliman et al., 2021). Adicional a eso, deben tener alta eficiencia de transmisión, minimizar la disipación de calor en tejidos sanos y ser lo menos invasiva eso, deben tener alta eficiencia de transmisión, minimizar la disipación de calor en tejidos sanos y ser lo menos invasiva posible (Sundarsingh et al., 2014).

Las restricciones de espacio dentro del cuerpo obligan a abordar la miniaturización, aunque esto puede comprometer la eficiencia y el ancho de banda (Conran, 2013; Wireless Medical Technologies Navigating Government Regulation In The New Medical Age, 2013). Entre las técnicas para lograrla están la extensión de caminos de corriente con forma en espiral o meandros, el uso de pines de cortocircuito, el apilamiento de parches y los circuitos de adaptación de impedancia (Albarqi et al., 2020). Un estudio demostró que el aumento del radio de la antena eleva la temperatura del tejido, mientras que el tamaño del implante fue un parámetro menos influyente (Thotahewa et al., 2015a).

Diseñar antenas para dispositivos implantables requiere superar retos como la alta disipación del tejido, la heterogeneidad del medio biológico, la miniaturización y el cumplimiento de normativas de seguridad. En base a eso se garantiza una transmisión confiable y optimizada lo que mejora los resultados para los pacientes.

En cuanto a su clasificación (*Ver Figura No. 3*), se ilustran las antenas implantables diseñadas para transmitir señales desde el interior del cuerpo hacia un receptor externo. Se destacan las antenas de parche, populares por su perfil bajo y facilidad de fabricación, que pueden miniaturizarse usando sustratos de alta permitividad. Mientras que, las antenas bucle ofrecen tamaño compacto y buen rendimiento biológico gracias a su diseño circular. Las antenas helicoidales, similares a resortes, permiten polarización circular. Las antenas en espiral, compactas y de amplio ancho de banda, son ideales para aplicaciones de IMD de banda ancha. Otras son las antenas dipolo/monopolo, de forma cruzada, son simples, pero menos prácticas para

IMD. Finalmente, las antenas basadas en metamateriales optimizan miniaturización, ancho de banda y control de radiación gracias a sus propiedades electromagnéticas únicas (Das et al., 2022).

El diseño de antenas optimiza la transmisión de señales en entornos biológicos y está directamente relacionado con la forma en que los CEM afectan a los tejidos humanos, siendo fundamental analizar los efectos térmicos y no térmicos que puedan generarse por su uso sin tener un control. Además, optimiza la transmisión de señales en entornos biológicos, lográndose adaptar a las necesidades de cada implante médico. Este proceso lleva factores como eficiencia y compatibilidad, para asegurar una comunicación efectiva. La configuración de las antenas influye en la selección de rangos adecuados. Esto permite tener una integración precisa con características técnicas requeridas.

Tipo de Bandas	**Frecuencias**	**Definición y Características**	**Referencia**
MICS: Medical Implant Communication Service	402-405 MHz	Asignada para IMD. Ofrece buena penetración en el tejido y bajo consumo de energía.	(Campi et al., 2021; Mohan & Kumar, 2024b; Savci et al., 2005)
Servicio de Radio Médica (MedRadio)	401–402 y 405–406 MHz	Extensión de las MICS para aplicaciones biomédicas. Similares en alcance y eficiencia energética, con mayor flexibilidad.	(Mohan & Kumar, 2024b; (PDF) A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band, 2013; Tofighi, 2011)
ISM: Industrial, Scientific, and Medical	433 MHz.	Banda de propósito general. Puede usarse para IMD,	(*IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human*

		pero con mayor interferencia potencial.	*Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, 2005; Mohan & Kumar, 2024b)
	902-928 MHz (EE.UU)/868MHz(Europa).	Utilizada en algunos IMD, pero con mayor atenuación en el tejido.	
	2.4-2.4835 GHz.	Ampliamente utilizada para Wi-Fi y Bluetooth. Ofrece altas tasas de datos, pero sufre una alta atenuación en el tejido, limitando su alcance en aplicaciones implantables.	
WMTS: Wireless Medical Telemetry Service	608-614 MHz, 1395-1400 MHz, 1427-1432 MHz.	Asignada para telemetría médica, con buena penetración en tejidos.	(Kaur et al., 2015; Mohan & Kumar, 2024b)
UWB: Ultra-Wide Band	3100-10600 MHz (Sub-Bandas: 3.1-5.1 GHz, 6-10 GHz).	Ofrece altas tasas de datos y baja potencia, siendo prometedora para IMD.	(V. Kumar & Gupta, 2016; Mohan & Kumar, 2024b)
MBAN: Medical Body Area Network	2360-2400 MHz.	Diseñada para redes de área corporal médica, con aplicaciones en monitoreo y comunicación inalámbrica.	(Koo et al., 2015; A. Kumar et al., 2018; Mohan & Kumar, 2024b)

Tabla 2 Bandas de frecuencias utilizadas en aplicaciones biomédicas y dispositivos médicos implantables.

Las bandas mostradas *(Ver Tabla 2),* son rangos que pertenecen al espectro electromagnético, que tienen como función específica las aplicaciones biomédicas, en este caso dispositivos médicos implantables. Algunos de estos dispositivos son, marcapasos, sensores de monitoreo, bombas de insulina, entre otros. Estas bandas son garantizadas para el funcionamiento correcto, seguro y eficiente, disminuyendo el porcentaje de interferencia con otros dispositivos y optimizando la penetración de las señales a través del cuerpo humano.

2.5 Efectos de los campos electromagnéticos

La interacción entre los CEM producidos por implantes biomédicos con los tejidos humanos genera diversos efectos biológicos, que incluyen respuestas térmicas y no térmicas, influenciadas por múltiples factores.

2.5.1 Efectos térmicos

Los efectos térmicos generados por estos CEM son una preocupación primordial. Estos pueden provocar calentamiento localizado en los tejidos que se encuentren cerca del implante. Uno de los efectos conocidos y comprobados de la radiación electromagnética es la deposición de calor. Este efecto térmico se refiere al calentamiento dieléctrico de los tejidos o a la elevación de la temperatura (Hamed & Maqsood, 2018).

La temperatura del tejido circundante a la antena implantable no debe superar 1-2 °C (Mohan & Kumar, 2024a). Una exposición prolongada puede producir un calentamiento localizado perjudicial para los tejidos humanos. Según la fisiología humana, un aumento excesivo de temperatura podría provocar la ruptura del sistema nervioso y la insolubilidad de proteínas (Cavagnaro & Lin, 2019).

El uso de antenas implantables introduce riesgos adicionales debido a los CEM que generan. La absorción de energía electromagnética puede causar calentamiento localizado de los tejidos, provocando daño celular si excede los límites de

temperatura. Asimismo, la conducción eléctrica a través de los dispositivos biomédicos implantables puede producir quemaduras tisulares, especialmente en regiones pequeñas en contacto directo con el dispositivo (Means & Chan, 2001).

La absorción de energía de radiofrecuencia (RF) en los tejidos biológicos genera calor, lo que puede provocar un aumento de la temperatura. Los estándares de SAR limitan esta absorción para evitar daños térmicos en los tejidos (Panescu, 2008). Además, se han identificado posibles efectos biológicos a largo plazo por exposición prolongada a radiación electromagnética, muchos de los cuales aún están bajo investigación. También existe el riesgo de interferencia con otros dispositivos médicos, como marcapasos, debido a señales electromagnéticas no deseadas, y al incremento de la SAR en tejidos sensibles. Si el diseño de la antena no es adecuado, podría superar los umbrales de seguridad. Por otro lado, la pérdida de señal por atenuación en tejidos biológicos puede comprometer la fiabilidad de la comunicación inalámbrica (Mohan & Kumar, 2024a; Patil & Rufus, 2020a; Skrivervik & Merli, 2011). El diseño de la antena, incluida su forma, tamaño, materiales y la presencia de un plano de tierra o blindaje, influye directamente en la distribución de la potencia absorbida en los tejidos circundantes. Por ende, es importante la optimización del diseño de la antena para minimizar el SAR y garantizar un rendimiento adecuado en la comunicación (Koyanagi et al., 2004). Además de estos efectos térmicos, los CEM pueden generar respuestas biológicas que no implican un aumento significativo de la temperatura, conocidas como efectos no térmicos.

2.5.2 Efectos no térmicos

Los CEM emitidos por implantes biomédicos, como marcapasos, neuroestimuladores o sensores implantables, operan en frecuencias de RF a o sub-THz (90-300 GHz). Estos campos pueden inducir efectos no térmicos en los tejidos humanos. Estos efectos se distinguen por modificaciones biológicas a nivel celular, sin un incremento en su temperatura. Entre ellos están los cambios en la viabilidad celular, como inducción de apoptosis, cambios en la pigmentación de la piel y un posible incremento en el riesgo de daños celulares crónicos, como el cáncer (*Ver Figura No. 4*). Además, se han identificado efectos biológicos a largo plazo debido a la exposición prolongada

a radiación electromagnética. Aunque la mayoría de los estándares se centran en los efectos térmicos, también se investigan posibles efectos no térmicos de la exposición a RF (Alomainy et al., 2007).

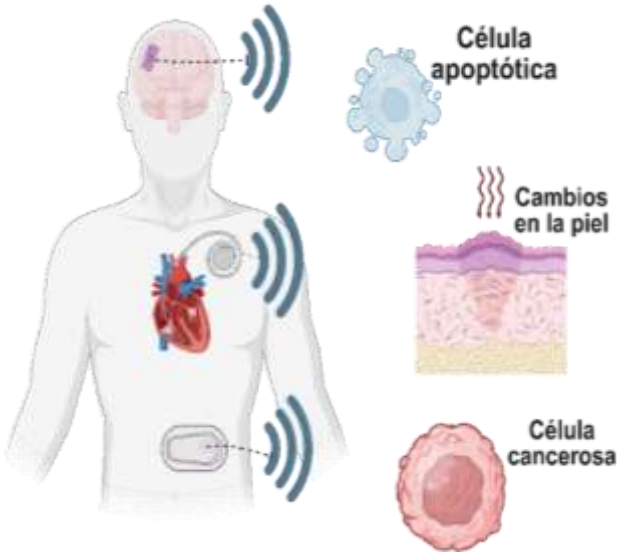


Figura No. 4 Esquema de implantes biomédicos (marcapasos, neuroestimuladores y sensor de glucosa) con CEM, mostrando efectos no térmicos como apoptosis y daños celulares.

Por ejemplo, (Caraglia et al.) (Hardell & Carlberg, 2009), demostraron que los CEM en frecuencias de teléfonos móviles inducen apoptosis y la inactivación del complejo multi-chaperona en células de carcinoma epidermoide humano. Esto evidencia un impacto no térmico en la piel que podría ser significativo para implantes biomédicos situados cerca de tejidos cutáneos *(Ver Figura No. 5)*.

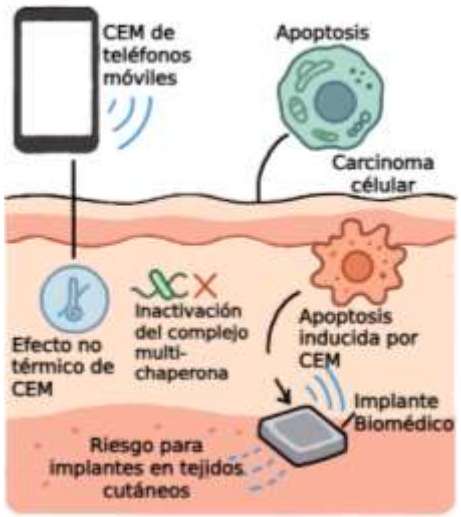


Figura No. 5 Los efectos de los CEM en una célula de carcinoma epidermoide, mostrando apoptosis y la inactivación del complejo multi-chaperona.

La exposición continua a los CEM de RF se ha relacionado con un aumento en el riesgo de desarrollar leucemia, tumores cerebrales y cáncer de la glándula parótida, especialmente en grupos vulnerables como los niños. Esto resalta la potencial gravedad de los efectos no térmicos en tejidos expuestos a emisiones continuas de implantes (Aydin et al., 2011; Hardell & Carlberg, 2009; Sadetzki et al., 2008). Otros efectos no térmicos incluyen alteraciones en el sistema reproductivo, como un aumento en el riesgo de abortos espontáneos en mujeres embarazadas expuestas a RF, lo que podría ser una preocupación para implantes ubicados en regiones abdominales (2015 2nd International Conference on Recent Advances in Engineering & Computational Sciences (RAECS), 2015b).

En este contexto, se han identificado riesgos adicionales relacionados con la interacción de los CEM con otros dispositivos médicos, como marcapasos, debido a la interferencia de señales electromagnéticas no deseadas, y la pérdida de señal debido a la atenuación en tejidos biológicos puede comprometer la fiabilidad de la comunicación inalámbrica de estos dispositivos (Patil & Rufus, 2020b; Skrivervik & Merli, 2011).

La interacción de los CEM con tejidos biológicos también puede provocar cambios celulares a nivel molecular (Abdul-Al et al., 2022). En este contexto, la emisión constante de CEM en proximidad a tejidos sensibles amplifica la relevancia de estos efectos. Estos pueden interactuar con las propiedades dieléctricas de los tejidos y variar según la intensidad, duración y frecuencia de la exposición (Hikage et al., 2015a; Rajan et al., 2023). La falta de acuerdo sobre cómo funcionan exactamente estos efectos muestra la necesidad de más estudios para asegurar que los implantes biomédicos sean seguros a largo plazo.

Los CEM de los implantes biomédicos generan diversos efectos biológicos que requieren un diseño cuidadoso para garantizar la funcionalidad de los dispositivos. Esto nos guía a la importancia de evaluar el SAR y de tener un panorama amplio para futuras innovaciones.

CAPÍTULO 3:

METODOLOGÍA

3.0 Marco metodológico

La presente investigación es de tipo documental, con un enfoque descriptivo y analítico. Se desarrolló mediante una revisión sistemática de literatura científica relacionada con el diseño de antenas implantables y su impacto en los niveles de Tasa de Absorción Específica (SAR) en el cuerpo humano. El objetivo principal fue identificar los efectos que generan los campos electromagnéticos (CEM) en tejidos biológicos y cómo el diseño de antenas puede mitigar estos riesgos. Se consultaron bases de datos científicas reconocidas como PubMed, ResearchGate y Google Scholar, en las cuales se recopiló información relevante sobre antenas implantables, SAR, CEM y miniaturización.

La búsqueda se orientó a artículos en idioma inglés y español, publicados entre los años 2010 y 2024. La estrategia de búsqueda se llevó a cabo utilizando palabras clave como: “SAR”, “CEM”, “Implantes Biomédicos”, “Antenas Implantables” y “Miniaturización”, combinadas mediante operadores booleanos “AND” y “OR” para obtener resultados más específicos y relevantes para los objetivos del estudio.

Se incluyeron artículos que contribuyeran directamente a la comprensión del diseño y comportamiento de las antenas implantables, así como su relación con la SAR y los efectos biológicos en los tejidos humanos. Se excluyeron aquellos estudios que no guardaban relación directa con el objeto de estudio, aquellos con baja confiabilidad o que se encontraban marcados como borradores. La selección se realizó en varias etapas: primero se revisaron los títulos y resúmenes, y posteriormente se llevó a cabo una lectura completa de los textos. Este proceso permitió valorar la pertinencia y el aporte de cada publicación al enfoque planteado en esta investigación. De los artículos seleccionados se extrajeron datos relacionados con las metodologías aplicadas, resultados obtenidos y conclusiones relevantes. Esta información fue sintetizada con el propósito de generar una visión clara sobre la influencia del diseño de antenas en los niveles de SAR, permitiendo además identificar limitaciones y áreas de oportunidad para futuras investigaciones.

Inicialmente se identificaron 124 publicaciones. Luego de aplicar los criterios de inclusión y exclusión, y eliminar duplicados, se seleccionaron 79 referencias para el análisis final que sustenta el desarrollo de este trabajo.

CAPÍTULO 4:

PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.0 Análisis de resultados e interpretaciones

La antena implantable, al ser ubicada dentro del cuerpo humano, presenta diferentes retos en cuanto a funcionalidad, seguridad y efecto biológico. A continuación, se analizan algunos diseños relevantes, evaluando su desempeño y el impacto en el SAR y los efectos térmicos o no térmicos que generan.

Uno de los principales desafíos en el diseño de antenas implantables radica en lograr un equilibrio entre la innovación tecnológica y las exigencias fisiológicas del entorno biológico humano. Este proceso implica la integración precisa de materiales, estructuras y frecuencias que permitan un funcionamiento eficiente dentro del cuerpo, garantizando al mismo tiempo la seguridad del paciente. En este estudio, el enfoque se centra en analizar cómo las características físicas, geométricas y operativas de las antenas implantables influyen directamente en la distribución del SAR (Tasa de Absorción Específica), identificando los posibles efectos térmicos y no térmicos que pueden surgir en los tejidos circundantes. Esta perspectiva busca aportar al desarrollo de dispositivos biomédicos más seguros, eficientes y compatibles con el entorno biológico.

4.1 Discusión de los resultados

4.1.1 Evaluación de antenas basada en estudios previos

La Tabla 3 presenta una evaluación comparativa de diferentes antenas implantables según estudios previos, considerando el tipo de antena, los materiales utilizados, los métodos aplicados, así como sus ventajas y desventajas en función de su rendimiento y comportamiento frente al SAR. Esta recopilación permite comprender el impacto que tienen el diseño y la configuración de las antenas sobre su eficiencia y seguridad en entornos biológicos.

Tipo de Antena	Material Utilizado	Método aplicado	Ventaja de uso	Desventaja de uso	Ref.
Antena dipolo impreso con alimentación CPW.	Sustrato de polilactida (PLA)	Se implementó una metasuperficie absorbente y se encapsula en un módulo de cápsula.	Ofrecer un diseño compacto, flexible y biocompatible sin afectar su rendimiento	Necesidad de optimización en alineación para comunicación eficaz	(Hayashida et al., 2022)
Antena dipolo de media onda.	Cobre	Se utilizó simulación en un software CST Microwave Studio	Comunicación eficiente. Diseño compacto.	Niveles de SAR elevados. La distancia y orientación provocan efectos adversos.	(Kovar et al., 2017)
Antena UWB para cápsula endoscópica.	Composite termoestable con carga cerámica (Rogers TMM 10i).	Diseño en ranura ancha con alimentación en U. Simulaciones en modelo de tejido humano y pruebas experimentales en tejido porcino.	Alta transferencia de datos con bajo consumo energético.	Variación de SAR según posición dentro del cuerpo. Pérdida de señal.	(Thotahewa et al., 2015)
Antena Dipolo eléctrico y magnético combinado.	Modelo PEC (Conductor Eléctrico Perfecto)	Exposición in vivo de ratas. Simulación SAR en CST	Permite simulación realista de exposición crónica en 5G en condiciones libres de estrés.	Dificultad para controlar posición/orientación del animal. SAR distribuido y no uniforme en el cuerpo.	(Makhmanazarov et al., 2024)
Antena PICA	Sustrato FR-4 (material dieléctrico común, económico y rígido)	Simulación y fabricación. Pruebas sobre modelos de cabeza y mano	Banda ultra-ancha y buena cobertura. Adecuada para redes corporales (BAN).	Puede generar SAR elevado si llega a tener contacto con el cuerpo.	(Ali et al., 2021)
Antena Dipolo doblado	Modelo PEC (Conductor Eléctrico Perfecto)	Simulación en HFSS con mano multicapa.	Buena adaptación de impedancia. Útil en estudios cercanos de SAR.	SAR muy alto a corta distancia. Riesgo térmico en contacto directo con tejido humano.	(Poaquiza Azogue & Yánez Vargas, 2023)

Tabla 3 Evaluación Comparativa de Antenas Implantables.

Este estudio permitió analizar como el diseño y las configuraciones de las antenas implantables ejercen influencia sobre los niveles de SAR y los efectos generados en los tejidos. Esto se debe a que, las antenas a pesar de ser fundamentales para la transmisión pueden provocar efectos al no estar optimizadas. Por eso, se evaluaron cinco diseños diferentes incluyendo variables desde material y estructura, hasta su

comportamiento en simulaciones. Esta comparación de las ventajas y desventajas se complementó con un análisis detallado de las respuestas biológicas de cada diseño.

Primero la antena dipolo impreso con alimentación CPW, fabricada con sustrato de polilactida (PLA), un material biodegradable y biocompatible. Esta fue encapsulada con una metasuperficie absorbente para reducir la radiación no deseada. Sus dimensiones (10 × 24 mm) la hicieron ideal para aplicaciones en cápsulas endoscópicas, y su diseño flexible permitió conservar el rendimiento electromagnético. Sin embargo, aunque el SAR se redujo en un 24%, los resultados de simulaciones (HFSS) y pruebas en tejido porcino revelaron un calentamiento localizado y un SAR superior al límite establecido por la FCC (1.6 W/kg), con posibles efectos neurológicos y reproductivos (Hayashida et al., 2022).

La antena dipolo de media onda, construida en cobre y simulada en CST cerca de un marcapasos, demostró buena eficiencia de comunicación a 5.0 GHz y un diseño compacto (28.6 mm). No obstante, sus niveles de SAR superaron los 2 W/kg, lo que representa un riesgo de interferencia, descargas inesperadas, alteraciones cardíacas y calentamiento local, dependiendo de la orientación y distancia con respecto al tejido (Kovar et al., 2017).

Por otro lado, la antena UWB miniaturizada (11.85 x 9 × 1.27 mm), diseñada para operar en el tracto gastrointestinal a 4.0 GHz, fue construida con Rogers TMM 10i y protegida con glicerina como aislante. Esta logró reducir el SAR en un 20% y mantuvo los valores dentro del umbral de seguridad de la ICNIRP. Sin embargo, se observó que el SAR variaba según la posición de la cápsula en el cuerpo, lo que implica que, aunque sea segura, requiere ajustes anatómicos en su aplicación clínica (Thotahewa et al., 2015).

La antena dipolo eléctrico y magnético combinado, de grandes dimensiones (240 × 168 mm), fue utilizada para estudios de exposición crónica a 5G en ratas. Fabricada con PEC, logró un SAR de 0.202 W/kg, levemente por encima del límite para cuerpo completo (0.180 W/kg). Aunque se mantuvo dentro del rango aceptable de ICNIRP, el experimento tuvo que detenerse por el incremento sostenido de temperatura (hasta 1°C), demostrando efectos térmicos acumulativos (Makhmanazarov et al., 2024).

La antena PICA, fabricada con sustrato FR-4 (23.6 × 40 mm), fue evaluada mediante simulaciones HFSS en modelos de cabeza y mano. Presentó buena cobertura, ancho de banda ultra-ancho y fue adecuada para redes corporales. Aunque en la mayoría de los escenarios cumplió con los límites europeos (2 W/kg para 10 g), el contacto directo con la piel provocó un aumento del SAR, con posibles daños tisulares y efectos sensoriales en cabeza y extremidades (Ali et al., 2021).

Finalmente, la antena dipolo doblado, de 25 × 12.5 mm, fue simulada con HFSS en una mano multicapa (piel, grasa, músculo y hueso). El resultado fue un SAR extremadamente alto (52.63 W/kg a 5 mm de distancia y 0°), lo que representa un grave riesgo térmico para tejidos en contacto cercano, pese a que mostró buena adaptación de impedancia (Poaquiza Azogue & Yánez Vargas, 2023).

Cada uno de estos hallazgos mantienen coincidencias con estudios previos los cuales destacan que, a pesar de alcanzar una eficiencia de transmisión buena, se sigue comprometiendo la seguridad del paciente al no controlar factores como frecuencia, dimensión e incluso posición. Al usar materiales como PLA o FR-4, el diseño era estructuralmente favorable, sin embargo, no garantizaba minimizar el SAR. La mayoría de los diseños superan lo establecido por la FCC e ICNIRP, lo que resalta la necesidad de realizar una validación profunda y rigurosa. Además, propiedades del medio biológico llegan a ser influyentes en la absorción de energía. Por eso, aunque ciertos diseños logren cumplir con los estándares técnicos establecidos, no son del todo viable en la aplicación clínica por aquel aspecto anatómico.

Algunas limitaciones de este análisis es que se destaca la necesidad de simulaciones ya sean virtuales mediante softwares o en modelos animales. A pesar de eso, no sustituye completamente las pruebas in vivo en humanos, solo hacen una aproximación realista. Además, el comportamiento de la antena puede estar variante según el tejido, la posición, orientación e incluso la condición del paciente. Por eso, la variabilidad anatómica de cada paciente es un desafío para lograr estandarizar los diseños.

A raíz de estos factores y muchos más, se recomienda aplicar la investigación a modelos personalizados, e innovar en el desarrollo de nuevos materiales que ayuden

a reducir el SAR sin afectar su rendimiento funcional. Además, indagar en el aspecto de frecuencias o formas de miniaturización serian opciones que permitan disipar el calor y contrarrestar los efectos en el cuerpo. Finalmente, se recomienda complementar las normativas ya existentes con pruebas más exhaustivas y realistas, que permitan verificar el desempeño y seguridad de estas antenas en entornos clínicos reales.

Antena	Dimensión	Frecuencia	Simulación	Efecto	Ref.
Antena de dipolo impreso con alimentación CPW.	10 × 24 mm	2.4 GHz.	Torso humano en HFSS. In vitro: bloque porcino multicapa.	Calentamiento localizado. Posible daño tisular, efectos neurológicos y reproductivos.	(Hayashida et al., 2022)
Antena dipolo de media onda	28.6 mm	5.0 GHz.	Torso humano virtual.	Posibilidad de interferencias o malfuncionamientos. Alteraciones cardíacas, descargas imprevistas y calentamiento local.	(Kovar et al., 2017)
Antena ultra-wideband (UWB) miniaturizada	11.85 x 9 × 1.27 mm	3.5 a 4.5 GHz, con frecuencia central en 4.0 GHz	Modelo voxel de cuerpo humano completo (colon y el intestino delgado).	Calentamiento superior a 1 °C puede afectar funciones metabólicas.	(Thotahewa et al., 2015)
Antena Dipolo eléctrico y magnético combinado	240 mm × 168 mm	2.4 GHz	Un modelo físico y computacional para simular exposición de cuerpo completo en ratas.	Aumento de temperatura corporal. El estudio se interrumpió en ese grupo debido a la elevación térmica sostenida.	(Makhmanazarov et al., 2024)
Antena PICA	23.6 × 40 mm	3.1-10.6 GHz	Modelo de cabeza y mano en HFSS	Posible daño tisular en piel y músculo. Potencial afectación sensorial en mano y región craneal.	(Ali et al., 2021)
Antena Dipolo Doblado	25 mm × 12.5 mm	6 GHz	HFSS. Mano humana multicapa (piel, grasa, músculo, hueso)	Calentamiento localizado. Posible daño tisular en extremidades. Alto riesgo térmico en contacto cercano.	(Poaquiza Azogue & Yánez Vargas, 2023)

Tabla 4 Efectos biológicos de Antenas: Resultados de simulaciones y experimentos.

Conclusión

El análisis llevado a cabo en este estudio evidencia que los implantes biomédicos han transformado la medicina moderna al permitir un monitoreo constante y preciso. Gracias a ello, se mejoró la calidad de vida de muchos pacientes con enfermedades crónicas. La incorporación de tecnologías inalámbricas y de diseños de antenas avanzados ha sido clave para superar los desafíos del entorno biológico. Esto permite lograr una comunicación eficiente y confiable dentro del cuerpo humano. Sin embargo, los efectos térmicos y no térmicos generados por las antenas y las ondas electromagnéticas, junto con el SAR, siguen siendo aspectos críticos. Poder resolver estos factores es esencial para garantizar la seguridad de los pacientes que dependen de estos dispositivos.

El diseño de las antenas implantables representa un gran desafío, ya que el cuerpo es un ambiente hostil, donde los tejidos absorben gran parte de la radiación. Todo esto complica la eficiencia en su comunicación y diseño. Por otra parte, el aspecto de miniaturización será un reto, ya que deberán integrarse a los dispositivos sin comprometer su rendimiento. Además, la biocompatibilidad de sus materiales deberá cumplir con los requisitos establecidos, para validar que sean seguros y duraderos dentro del organismo.

A pesar estos retos, es necesario seguir investigando a profundidad como interactúan las antenas con tejidos más específicos en diferentes condiciones. La interacción en entornos dinámicos es un área extensa que requiere de más análisis y de modelos, capaces de lograr esa simulación de forma realista. Además, el explorar acerca de las frecuencias también es esencial ya que podrían tomar un papel fundamental en el aumento o disminución de absorción por parte de los tejidos. Por eso, se necesitan validaciones más rigurosas de estas tecnologías, incluyendo pruebas in vivo o in vitro, para comprobar su eficacia en diferentes contextos. Todo esto logrará reducir riesgos y abrirá puertas a nuevas innovaciones que prioricen la salud de los pacientes.

A largo plazo, la ingeniería biomédica continuará siendo fundamental para innovar en el diseño de estos sistemas y más. Este campo buscará equilibrar el potencial de la

tecnología con la responsabilidad ética de proteger la salud humana. Todo esto no solo impulsará a mejores técnicas, sino que también fomentará la equidad en el acceso a tratamientos médicos seguros. Por ello, es vital seguir investigando y validando como interactúan las antenas con los tejidos del cuerpo humano. Prevenir estos riesgos refuerza la confianza de las personas en los implantes biomédicos, ya que estos son los que mejoran su calidad de vida.

Referencias

3D-Spiral Small Antenna Design and Realization for Biomedical Telemetry in the MICS band | Request PDF. (2009). Recuperado el 13 de junio de 2025, de https://www.researchgate.net/publication/40777499_3D-Spiral_Small_Antenna_Design_and_Realization_for_Biomedical_Telemetry_in_the_MICS_band

2015 2nd International Conference on Recent Advances in Engineering & Computational Sciences (RAECS). (2015a). IEEE.

Abdul-Al, M., Amar, A. S. I., Elfergani, I., Littlehales, R., Parchin, N. O., Al-Yasir, Y., See, C. H., Zhou, D., Abidin, Z. Z., Alibakhshikenari, M., Zebiri, C., Elmegri, F., Abusitta, M., Ullah, A., Abdussalam, F. M. A., Rodriguez, J., McEwan, N. J., Noras, J. M., Hodgetts, R., & Abd-Alhameed, R. A. (2022). Wireless Electromagnetic Radiation Assessment Based on the Specific Absorption Rate (SAR): A Review Case Study. En *Electronics (Switzerland)* (Vol. 11, Número 4). MDPI. https://doi.org/10.3390/electronics11040511

Abirami, B. S., & Sundarsingh, E. F. (2017). EBG-Backed Flexible Printed Yagi-Uda Antenna for On-Body Communication. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, *65*(7), 3762–3765. https://doi.org/10.1109/TAP.2017.2705224

Ahlbom, A., Green, A., Kheifets, L., Savitz, D., & Swerdlow, A. (2004a). Epidemiology of health effects of radiofrequency exposure. En *Environmental Health Perspectives* (Vol. 112, Número 17, pp. 1741–1754). https://doi.org/10.1289/ehp.7306

Albarqi, H. A., Demessie, A. A., Sabei, F. Y., Moses, A. S., Hansen, M. N., Dhagat, P., Taratula, O. R., & Taratula, O. (2020). Systemically delivered magnetic hyperthermia for prostate cancer treatment. *Pharmaceutics*, *12*(11), 1–14. https://doi.org/10.3390/pharmaceutics12111020

Ali, A. M., Al Ghamdi, M. A., Iqbal, M. M., Khalid, S., Aldabbas1, H., & Saeed1, S. (2021). Next-generation UWB antennas gadgets for human health care using SAR. *Eurasip Journal on Wireless Communications and Networking*, *2021*(1). https://doi.org/10.1186/s13638-021-01906-6

Alomainy, A., Hao, Y., Owadally, A., Parini, C. G., Nechayev, Y., Constantinou, C. C., & Hall, P. S. (2007). Statistical analysis and performance evaluation for on-body

radio propagation with microstrip patch antennas. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, *55*(1), 245–248. https://doi.org/10.1109/TAP.2006.888462

Amar, A. Ben, Kouki, A. B., & Cao, H. (2015). Power Approaches for Implantable Medical Devices. *Sensors*, *15*, 28889–28914. https://doi.org/10.3390/s151128889

Ashyap, A. Y. I., Dahlan, S. H. Bin, Abidin, Z. Z., Dahri, M. H., Majid, H. A., Kamarudin, M. R., Yee, S. K., Jamaluddin, M. H., Alomainy, A., & Abbasi, Q. H. (2020). Robust and efficient integrated antenna with EBG-DGS enabled wide bandwidth for wearable medical device applications. *IEEE Access*, *8*, 56346–56358. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2981867

Asili, M., Green, R., Seran, S., & Topsakal, E. (2012). A small implantable antenna for medradio and ISM bands. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, *11*, 1683–1685. https://doi.org/10.1109/LAWP.2013.2241723

Atanasov, N., Atanasova, G., & Atanasov, B. (200d. C.). *Chapter Wearable Textile Antennas with High Body-Antenna Isolation: Design, Fabrication, and Characterization Aspects*. www.intechopen.com

Aydin, D., Feychting, M., Schüz, J., Tynes, T., Andersen, T. V., Schmidt, L. S., Poulsen, A. H., Johansen, C., Prochazka, M., Lannering, B., Klæboe, L., Eggen, T., Jenni, D., Grotzer, M., Von Der Weid, N., Kuehni, C. E., & Röösli, M. (2011). Mobile phone use and brain tumors in children and adolescents: A multicenter case-control study. *Journal of the National Cancer Institute*, *103*(16), 1264–1276. https://doi.org/10.1093/JNCI/DJR244,

Ballo, A., Bottaro, M., & Grasso, A. D. (2021a). *A Review of Power Management Integrated Circuits for Ultrasound-Based Energy Harvesting in Implantable Medical Devices*. https://doi.org/10.3390/app11062487

Ballo, A., Bottaro, M., & Grasso, A. D. (2021b). *A Review of Power Management Integrated Circuits for Ultrasound-Based Energy Harvesting in Implantable Medical Devices*. https://doi.org/10.3390/app11062487

Campi, T., Cruciani, S., Maradei, F., Montalto, A., Musumeci, F., & Feliziani, M. (2021). EMI in a Cardiac Implantable Electronic Device (CIED) by the Wireless Powering of a Left Ventricular Assist Device (LVAD). *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, *63*(4), 988–995. https://doi.org/10.1109/TEMC.2020.3047465

Cavagnaro, M., & Lin, J. C. (2019). Importance of Exposure Duration and Metrics on Correlation between RF Energy Absorption and Temperature Increase in a Human Model. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *66*(8), 2253–2258. https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2886475,

Challa, S., Wazid, M., Das, A. K., & Khan, M. K. (2018). Authentication Protocols for Implantable Medical Devices: Taxonomy, Analysis and Future Directions. *IEEE Consumer Electronics Magazine*, *7*(1), 57–65. https://doi.org/10.1109/MCE.2017.2720193

Choudhary, R., Kumar, V., & Mishra, S. (2025). Bioeffects of EM Radiation on Human Skin Health: A Theoretical SAR Analysis. *Journal of Public Health and Pharmacy*, *5*(1), 131–140. https://doi.org/10.56338/jphp.v5i1.5068

Chow, E. Y., Ouyang, Y., Beier, B., Chappell, W. J., & Irazoqui, P. P. (2009). Evaluation of cardiovascular stents as antennas for implantable wireless applications. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, *57*(10), 2523–2532. https://doi.org/10.1109/TMTT.2009.2029954

Conran, C. P. (2013). Antenna Designs for Wireless Medical Implants. *Masters*. https://doi.org/https://doi.org/10.21427/D7P60G

Das, S., Mitra, D., Chezhian, A. S., Mandal, B., & Augustine, R. (2022). A novel SAR reduction technique for implantable antenna using conformal absorber metasurface. *Frontiers in Medical Technology*, *4*, 924433. https://doi.org/10.3389/FMEDT.2022.924433

Guido, K., & Kiourti, A. (2020). Wireless Wearables and Implants: A Dosimetry Review. En *Bioelectromagnetics* (Vol. 41, Número 1, pp. 3–20). Wiley-Liss Inc. https://doi.org/10.1002/bem.22240

Hamed, T., & Maqsood, M. (2018). SAR calculation & temperature response of human body exposure to electromagnetic radiations at 28, 40 and 60 GHz mmWave frequencies. *Progress In Electromagnetics Research M*, *73*, 47–59. https://doi.org/10.2528/PIERM18061102

Hardell, L., & Carlberg, M. (2009). Mobile phones, cordless phones and the risk for brain tumours. *International Journal of Oncology*, *35*(1), 5–17. https://doi.org/10.3892/IJO_00000307

Hayashida, Y., Jiang, W.-X., Rehman, M. U., Mandal, B., & Augustine, R. (2022). *A novel SAR reduction technique for implantable antenna using conformal absorber metasurface*.

Hikage, T., Tanaka, N., Nojima, T., Nagaoka, T., & Watanabe, S. (2015a). Experimental estimation of SAR enhancement due to two parallel implanted metal plates using a head phantom and thermograph. *MOBIHEALTH 2015 - 5th EAI International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - Transforming Healthcare through Innovations in Mobile and Wireless Technologies*. https://doi.org/10.4108/EAI.14-10-2015.2261662;CSUBTYPE:STRING:CONFERENCE

Hikage, T., Tanaka, N., Nojima, T., Nagaoka, T., & Watanabe, S. (2015b, diciembre 22). Experimental estimation of SAR enhancement due to two parallel implanted metal plates using a head phantom and thermograph. *MOBIHEALTH 2015 - 5th EAI International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - Transforming Healthcare through Innovations in Mobile and Wireless Technologies*. https://doi.org/10.4108/eai.14-10-2015.2261662

IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz (C95.1-1991). (2005). https://doi.org/10.1109/IEEESTD.2006.99501

Implantable Antennas for Biomedical Applications. (s/f).

Jasim, M., Al-Gburi, A. J. A., Hanif, M., Dayo, Z. A., Ismail, M. M., & Zakaria, Z. (2025). An extensive review on implantable antennas for biomedical applications: Health considerations, geometries, fabrication techniques, and challenges. En *Alexandria Engineering Journal* (Vol. 112, pp. 110–139). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/j.aej.2024.10.105

Kattiakara Muni Samy, M. R., & Gudipalli, A. (2023). A review on miniature bio-implant antenna performance enhancement and impact analysis on body fluids in medical application. *Measurement: Sensors*, *28*. https://doi.org/10.1016/j.measen.2023.100849

Kaur, G., Kaur, A., Toor, G. K., Dhaliwal, B. S., & Pattnaik, S. S. (2015). Antennas for biomedical applications. *Biomedical Engineering Letters*, *5*(3), 203–212. https://doi.org/10.1007/S13534-015-0193-Z

Koo, T. W., Hong, Y. J., Park, G. K., Shin, K., & Yook, J. G. (2015). Extremely low-profile antenna for attachable bio-sensors. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, *63*(4), 1537–1545. https://doi.org/10.1109/TAP.2015.2394800

Kovar, S., Spano, I., Gatto, G., Valouch, J., & Adamek, M. (2017). SAR evaluation of wireless antenna on implanted cardiac pacemaker. *Journal of Electromagnetic*

Waves and Applications, *31*(6), 627–635. https://doi.org/10.1080/09205071.2017.1301831

Koyanagi, Y., Kawai, H., Ogawa, K., & Ito, K. (2004). Consideration of the local SAR and radiation characteristics of a helical antenna using a cylindroid whole body phantom at 150 MHz. *Electronics and Communications in Japan, Part I: Communications (English translation of Denshi Tsushin Gakkai Ronbunshi)*, *87*(1), 48–60. https://doi.org/10.1002/ECJA.10084;WGROUP:STRING:PUBLICATION

Kumar, A., Badhai, R. K., & Suraj, P. (2018). Design of a printed symmetrical CPW-fed monopole antenna for on-body medical diagnosis applications. *Journal of Computational Electronics*, *17*(4), 1741–1747. https://doi.org/10.1007/S10825-018-1233-6

Kumar, J., & Repaka, R. (2020). Numerical Investigation on the Effect of Different Physiological Cancerous Breast Parameters on the Output of Microwave Ablation. *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy*, *3*(3). https://doi.org/10.1115/1.4046183

Kumar, V., & Gupta, B. (2016). On-body measurements of SS-UWB patch antenna for WBAN applications. *AEU - International Journal of Electronics and Communications*, *70*(5), 668–675. https://doi.org/10.1016/J.AEUE.2016.02.003

Makhmanazarov, R., Tseplyaev, I., Shipilov, S., & Krivova, N. (2024). Estimation of SAR Average in Rats during 5G NR Chronic Exposure. *Applied Sciences (Switzerland)*, *14*(1). https://doi.org/10.3390/app14010208

Makovey, I., Gad, B., Scherer, R., Ferry, E. K., Hoffman, G., & Damaser, M. S. (2015). Clinical and regulatory considerations of implantable medical devices. *Implantable Biomedical Microsystems: Design Principles and Applications*, 137–166. https://doi.org/10.1016/B978-0-323-26208-8.00007-8

Matthes, R., Bernhardt, J. H. ., & McKinlay, A. F. . (1999). *Guidelines on limiting exposure to non-ionizing radiation : a reference book based on the guidelines on limiting exposure to non-ionizing radiation and statements on special applications*. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection.

Means, D. L., & Chan, K. W. (2001). *Evaluating Compliance with FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields Additional Information for Evaluating Compliance of Mobile and Portable Devices with FCC*

Limits for Human Exposure to Radiofrequency Emissions AUTHORS. http://www.fcc.gov/oet/.

Merli, F., Bolomey, L., Gorostidi, F., Barrandon, Y., Meurville, E., & Skrivervik, A. K. (2011). In vitro and in vivo operation of a wireless body sensor node. *Proc. 2nd International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (MobiHealth 2011)*, *83 LNICST*, 103–110. https://doi.org/10.1007/978-3-642-29734-2_15

Mohan, A., & Kumar, N. (2024a). Implantable antennas for biomedical applications: a systematic review. *BioMedical Engineering OnLine*, *23*(1), 87. https://doi.org/10.1186/S12938-024-01277-1

Mohan, A., & Kumar, N. (2024b). Implantable antennas for biomedical applications: a systematic review. En *BioMedical Engineering Online* (Vol. 23, Número 1). BioMed Central Ltd. https://doi.org/10.1186/s12938-024-01277-1

Mutashar, S., Hannan, M. A., Samad, S. A., & Hussain, A. (2014). Analysis and Optimization of Spiral Circular Inductive Coupling Link for Bio-Implanted Applications on Air and within Human Tissue. *Sensors*, *14*, 11522–11541. https://doi.org/10.3390/s140711522

Nagel, J. R., Furse, C. M., Christensen, D. A., & Durney, C. H. (2018). Basic Introduction to Bioelectromagnetics, Third Edition. *Basic Introduction to Bioelectromagnetics, Third Edition*, 1–320. https://doi.org/10.1201/9780429455681/BASIC-INTRODUCTION-BIOELECTROMAGNETICS-THIRD-EDITION-CYNTHIA-FURSE-DOUGLAS-CHRISTENSEN-CARL-DURNEY-JAMES-NAGEL/RIGHTS-AND-PERMISSIONS

Panescu, D. (2008). Emerging technologies: Wireless communication systems for implantable medical devices. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, *27*(2), 96–101. https://doi.org/10.1109/EMB.2008.915488

Patil, K. S., & Rufus, E. (2020a). A review on antennas for biomedical implants used for IoT based health care. *Sensor Review*, *40*(2), 273–280. https://doi.org/10.1108/SR-01-2019-0020

Patil, K. S., & Rufus, E. (2020b). A review on antennas for biomedical implants used for IoT based health care. *Sensor Review*, *40*(2), 273–280. https://doi.org/10.1108/SR-01-2019-0020

(PDF) A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band. (2013). Recuperado el 24 de junio de 2025, de https://www.researchgate.net/publication/258133321_A_Novel_Conformal_Antenna_for_Ingestible_Capsule_Endoscopy_in_the_MedRadio_Band

Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, *20*(1), 1–25. https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6

Poaquiza Azogue, A. F., & Yánez Vargas, F. D. (2023). *Diseño y análisis del SAR con una antena dipolo doblado en la banda 5G*. http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/25971

Rajan, V. R., Gilbert, A., Muthukumar, P., & Jarin, T. (2023). A Review Study on the Impact of Electromagnetic Fields in the Development of the Brain. *Proceedings of the International Conference on Circuit Power and Computing Technologies, ICCPCT 2023*, 1148–1154. https://doi.org/10.1109/ICCPCT58313.2023.10244812

Risk assessment of electromagnetic fields exposure with metallic orthopedic implants: A cadaveric study (C95.1-1991). (2005). https://doi.org/10.1109/IEEESTD.2006.99501

Sadetzki, S., Chetrit, A., Jarus-Hakak, A., Cardis, E., Deutch, Y., Duvdevani, S., Zultan, A., Novikov, I., Freedman, L., & Wolf, M. (2008). Cellular Phone Use and Risk of Benign and Malignant Parotid Gland Tumors--A Nationwide Case-Control Study. *American Journal of Epidemiology*, *167*(4), 457–467. https://doi.org/10.1093/AJE/KWM325';

Saliev, T., Begimbetova, D., Masoud, A. R., & Matkarimov, B. (2019). Biological effects of non-ionizing electromagnetic fields: Two sides of a coin. En *Progress in Biophysics and Molecular Biology* (Vol. 141, pp. 25–36). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2018.07.009

Savci, H. S., Sula, A., Wang, Z., Dogan, N. S., & Arvas, E. (2005). MICS transceivers: Regulatory standards and applications. *Conference Proceedings - IEEE SOUTHEASTCON*, 179–182. https://doi.org/10.1109/SECON.2005.1423241

Scarpello, M. L., Kurup, D., Rogier, H., Ginste, D. Vande, Axisa, F., Vanfleteren, J., Joseph, W., Martens, L., & Vermeeren, G. (2011). Design of an implantable slot dipole conformal flexible antenna for biomedical applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, *59*(10), 3556–3564. https://doi.org/10.1109/TAP.2011.2163761

Skrivervik, A. K. (2011). Versatility and tunability of an implantable antenna for telemedicine. *Proc. EuCAP 2011, 5th European Conference on Antennas and Propagation*. https://infoscience.epfl.ch/handle/20.500.14299/57325

Skrivervik, A. K., & Merli, F. (2014). *Design Strategies for Implantable Antennas*.

Smondrk, M., Benova, M., & Psenakova, Z. (2013). *Evaluation of metallic implant influence on SAR distribution in a multilayered tissue model*.

Soliman, M. M., Chowdhury, M. E. H., Khandakar, A., Islam, M. T., Qiblawey, Y., Musharavati, F., & Nezhad, E. Z. (2021). Review on medical implantable antenna technology and imminent research challenges. En *Sensors* (Vol. 21, Número 9). MDPI AG. https://doi.org/10.3390/s21093163

Soontornpipit, P. (2012). Effects of Radiation and SAR from Wireless Implanted Medical Devices on the Human Body. En *J Med Assoc Thai* (Vol. 95).

Soontornpipit, P., Furse, C. M., & Chung, Y. C. (2004). Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, *52*(8 II), 1944–1951. https://doi.org/10.1109/TMTT.2004.831976

Sundarsingh, E. F., Velan, S., Kanagasabai, M., Sarma, A. K., Raviteja, C., & Alsath, M. G. N. (2014). Polygon-shaped slotted dual-band antenna for wearable applications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, *13*, 611–614. https://doi.org/10.1109/LAWP.2014.2313133

Thotahewa, K. M. S., Redoute, J. M., & Yuce, M. R. (2015a). Propagation, Power Absorption, and Temperature Analysis of UWB Wireless Capsule Endoscopy Devices Operating in the Human Body. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, *63*(11), 3823–3833. https://doi.org/10.1109/TMTT.2015.2482492

Thotahewa, K. M. S., Redoute, J. M., & Yuce, M. R. (2015b). Propagation, Power Absorption, and Temperature Analysis of UWB Wireless Capsule Endoscopy Devices Operating in the Human Body. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, *63*(11), 3823–3833. https://doi.org/10.1109/TMTT.2015.2482492

Tofighi, M. R. (2011). Characterization of biomedical antennas for microwave heating, radiometry, and implant communication applications. *2011 IEEE 12th Annual*

Wireless and Microwave Technology Conference, WAMICON 2011. https://doi.org/10.1109/WAMICON.2011.5872874

Verloock, L., Joseph, W., Goeminne, F., Martens, L., Verlaek, M., & Constandt, K. (2014a). Assessment of radio frequency exposures in schools, homes, and public places in Belgium. *Health Physics*, *107*(6), 503–513. https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000149,

Verloock, L., Joseph, W., Goeminne, F., Martens, L., Verlaek, M., & Constandt, K. (2014b). Temporal 24-hour assessment of radio frequency exposure in schools and homes. *Measurement*, *56*, 50–57. https://doi.org/10.1016/J.MEASUREMENT.2014.06.012

Wireless Medical Technologies Navigating Government Regulation In The New Medical Age. (2014). Recuperado el 13 de junio de 2025, de https://www.meddeviceonline.com/doc/wireless-medical-technologies-navigating-government-regulation-in-the-new-medical-age-0001

Zada, M., & Yoo, H. (2018). A Miniaturized Triple-Band Implantable Antenna System for Bio-Telemetry Applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, *66*(12), 7378–7382. https://doi.org/10.1109/TAP.2018.2874681

ANEXOS

Efectos del SAR producido por antenas de dispositivos biomédicos implantables sobre los tejidos biológicos

Effects of SAR Produced by Antennas of Implantable Biomedical Devices on Biological Tissues

Liz Marie Gómez Castillo
Facultad de Ingeniería Biomédica e Instrumentación
Universidad Latina de Panamá
Panamá, Ciudad de Panamá
limagomez@est.ulatina.edu.pa
0009-0004-0869-1069

Vanessa Arlene Lara Castillo
Facultad de Ingeniería Biomédica e Instrumentación
Universidad Latina de Panamá
Panamá, Ciudad de Panamá
vaalara@est.ulatina.edu.pa
0009-0006-4896-1400

Dr. Ernesto A. Ibarra
Facultad de Ingeniería Biomédica e Instrumentación
Universidad Latina de Panamá
Panamá, Ciudad de Panamá
ernestoibarra@ulatina.edu.pa
0000-0002-2028-0797

***Abstract*—** In recent years, implantable medical devices have made significant advances in wireless biotelemetry medicine. However, the electromagnetic fields that are generated by the antennas can cause localized heating or cellular damage, compromising the safety of those who rely on these implants. In order to address these challenges, we conducted an analysis of the impact of electromagnetic fields and the specific absorption rate in human tissues. In addition, optimized antenna designs were studied to reduce SAR and minimize risks. Taken together, these findings underscore the importance of balancing electromagnetic efficiency and safety to develop reliable implants that promote a better quality of life for patients without compromising health.

***Keywords*—** *Implantable Antennas, Biotelemetry, Electromagnetic Fields, Implantable Devices, Effects, Monitoring, Specific Absorption Rate.*

***Resumen*—** En los últimos años, los dispositivos médicos implantables han registrado avances significativos en la medicina mediante biotelemetría inalámbrica. Sin embargo, los Campos Electromagnéticos que son generados por las antenas pueden llegar a causar calentamiento localizado o daños celulares, comprometiendo el resguardo de quienes se apoyan en estos implantes. Con el fin de abordar estos desafíos, realizamos un análisis sobre las repercusiones de los Campos Electromagnéticos, y la Tasa de Absorción Especifica en tejidos humanos. Además, se estudiaron diseños de antenas optimizadas para reducir el SAR y minimizar los riesgos. En conjunto, estos hallazgos subrayan la importancia de equilibrar eficiencia y seguridad electromagnética para desarrollar implantes confiables que promuevan una mejor calidad de vida para los pacientes sin comprometer la salud.

***Palabras Claves*—** *Antenas implantables, Biotelemetría, Campos Electromagnéticos, Dispositivos Implantables, Efectos, Monitoreo, Tasa de Absorción Específica.*

1. INTRODUCCIÓN

Recientemente, los dispositivos portátiles han registrado progresos significativos y acelerados. La cantidad de estos dispositivos a nivel mundial se triplicó, pasando de aproximadamente 325 millones en 2016 a 1,105 millones en 2022. En América Latina, el aumento fue notable, aumentando de 1.83 millones a 49 millones en el mismo período [1]. Este auge en el uso de dispositivos portátiles ha sido fundamental para el avance de la telemedicina. Gracias a ello, se facilita el acceso a servicios médicos y se apoya el tratamiento remoto de múltiples enfermedades [2], [3]. La telemedicina ha redefinido la atención sanitaria mediante la incorporación de tecnologías innovadoras y la mejora de la conectividad inalámbrica [2], [4]. No obstante, este progreso tecnológico plantea desafíos que requieren de un análisis riguroso, especialmente en el diseño de los componentes críticos para implantes médicos.



Figura No. 1 Dispositivo implantable con conectividad inalámbrica para el monitoreo de parámetros fisiológicos a distancia.

En este contexto, los dispositivos médicos implantables (IMD) han surgido como herramientas esenciales para mejorar el diagnóstico y tratamiento de condiciones médicas graves [5]. Estos sistemas se integran en el cuerpo y monitorean de forma continua parámetros como glucosa, temperatura o ritmo cardíaco [3], [6]. Para ello, utilizan la biotelemetría, un sistema inalámbrico que permite transmitir datos y señales sin necesidad de cables (*Ver Figura No. 1*) [7]. Sin embargo, la dependencia de esta tecnología plantea interrogantes sobre la seguridad de sus componentes, como las antenas, bajo la influencia de la radiación.

El uso de biotelemetría ha incrementado los niveles de interacción humana con la radiación electromagnética [8]. Esta radiación, clasificada en ionizante y no ionizante según su frecuencia y longitud de onda [8], plantea ciertos desafíos críticos para la seguridad del paciente, principalmente por un aumento de La Tasa de Absorción Específica (SAR) generada por las antenas del implante. Este componente, al hacer la función de convertir de señales eléctricas en ondas electromagnéticas, genera riesgos perjudiciales. Entre ellos, el calentamiento localizado, posibles daños celulares, inflamación y efectos a largo plazo en funciones como la reproducción o memoria [9], [10]. Un diseño inadecuado de estas antenas puede provocar la elevación de los niveles de SAR en los tejidos, lo que convierte este tema en un desafío urgente para garantizar implantes seguros y funcionales. Factores como la biocompatibilidad y la miniaturización son dos aspectos importantes y de influencia en la reducción del SAR [11], parámetro esencial para medir la energía absorbida por los tejidos y evaluar la seguridad de estos dispositivos [12].

Este problema ha generado preguntas e impulsado diversas investigaciones que priorizan el tema de seguridad. No solo se enfrentan desafíos técnicos, sino que también surgen implicaciones éticas y sociales [12]. Dado que estos dispositivos salvan vidas de pacientes con condiciones graves y son pilares de la medicina moderna, un diseño deficiente que aumente la SAR incrementa los costos de atención médica y limita el acceso a tratamientos [9], [13]. Por ello, la búsqueda de soluciones innovadores es imprescindible.

Por esa razón, este estudio explora los desafíos y oportunidades que surgen en el diseño de antenas implantables, y busca analizar la influencia sobre como su configuración y diseño de los dispositivos influyen en los niveles de SAR y en los riesgos asociados en el cuerpo humano. Se promueve un enfoque de optimización tecnológico y de diseño, que permitan implantes más seguros y centrados en el bienestar humano [4], [9], [14].

En este sentido, se plantea la siguiente interrogante: *¿Cómo se optimiza el diseño de las antenas implantables mediante el uso de materiales eficientes, dimensiones reducidas y frecuencias adecuadas, para disminuir la SAR y, con ello, minimizar los riesgos biológicos en el cuerpo?*

2. EFECTOS DE LOS DISPOSITIVOS MÉDICOS IMPLANTADOS

Este apartado mostrará los avances tecnológicos en los dispositivos médicos implantados. Explorará cómo facilitan el camino para entender los campos electromagnéticos (CEM) y el SAR. Explorará el diseño y desempeño de las antenas. Finalmente, conectará con los efectos en la salud y los tejidos.

2.1 Avances tecnológicos en implantes biomédicos

Los implantes biomédicos han revolucionado la medicina moderna, al permitir el monitoreo en tiempo real y preciso. Haciendo posible un mejor nivel de vida para los pacientes con condiciones medicas crónicas. Con base en la Ley Federal de Alimentos, Medicamentos y Cosméticos (FD&C) [15], un dispositivo médico, como un implante, se define como un instrumento o aparato diseñado para la prevención, tratamiento, mitigación, curación o diagnóstico de enfermedades, o para modificar la estructura o función del cuerpo, siempre cumpliendo con rigurosas regulaciones de seguridad y eficacia [15]. Además, estos dispositivos integran tecnologías avanzadas, como sensores y sistemas de comunicación inalámbrica, cuyas aplicaciones han sido ampliadas para incluir los campos de la cardiología, neurología y la rehabilitación (*Ver Figura No. 2*). En particular, la biotelemetría, que utiliza estos sistemas inalámbricos para transmitir datos fisiológicos, permite un monitoreo continuo en entornos naturales, mejorando la eficacia de estas aplicaciones [16].

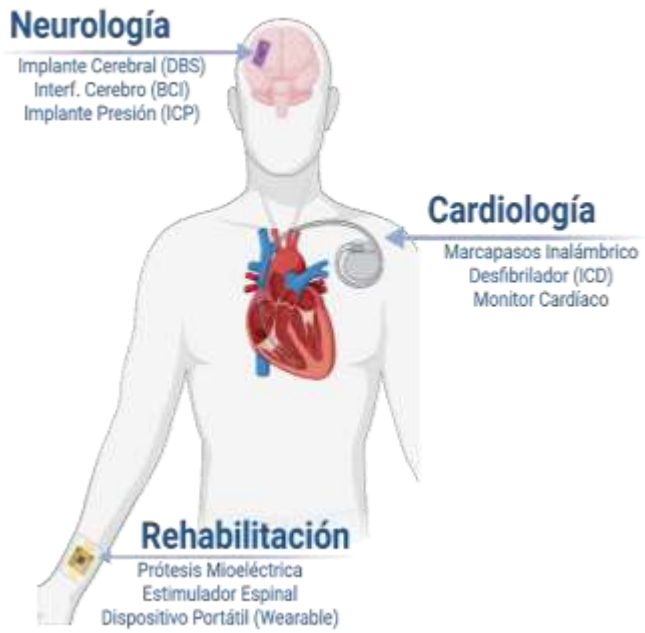


Figura No. 2 Representación de dispositivos médicos avanzados con sensores y biotelemetría, aplicados en Neurología, Cardiología y Rehabilitación para monitoreo continuo en entornos naturales.

En este contexto, las antenas incorporadas en los implantes son esenciales para permitir la transferencia inalámbrica de datos fisiológicos. Sin embargo, su diseño es complejo debido a la presencia del cuerpo humano. En consecuencia, se exige que cumplan con requisitos eléctricos (ancho de banda, eficiencia de radiación, ganancia), mecánicos (bajo perfil, flexibilidad), de fabricación (bajo costo, estructura simple). También debe cumplir con la seguridad, como mantener la SAR por debajo de los limites estándar mundiales [1]. Así, el diseño de estos sistemas debe equilibrar la eficiencia de su trabajo y la seguridad del paciente para garantizar un monitoreo efectivo sin comprometer la salud. Los implantes biomédicos integran tecnologías avanzadas que motivan a explorar los (CEM), fundamentales para optimizar la transmisión.

2.2 Campos electromagnéticos

Los CEM son combinaciones de fuerzas eléctricas y magnéticas invisibles, generadas por fenómenos naturales y actividades humanas [17]. Estas ondas, formadas por componentes eléctricos y magnéticos que se propagan, abarcan un amplio espectro de frecuencias, desde radiofrecuencias como la banda de Servicio de Comunicación para Implantes Médicos (MICS, 402-405 MHz) hasta microondas de 3.5 a 8.0 GHz, esenciales para implantes biomédicos [18].

Estas radiaciones son fundamentales en tecnologías inalámbricas, pues su interacción con tejidos biológicos depende de su frecuencia e intensidad [20]. Por ello, evaluar los efectos de los CEM en implantes biomédicos requiere considerar los límites de seguridad establecidos por organismos internacionales. Estos límites están diseñados para salvaguardar los tejidos humanos ante la interacción con los CEM *(Ver Tabla 1).*

Organismo	Límites del SAR	Tejido	Ref.
Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE)	Límite de SAR de 1.6 W/kg promediado sobre 1 g de tejido	Cabeza y tronco	[20]
	Límite de SAR 4 W/kg promediado sobre 10g de tejido	Extremidades	
Comisión Federal de Comunicaciones, EE. UU. (FCC)	Adopta los límites de la IEEE	Extremidades, cabeza y tronco	[21]
Comisión Internacional de Protección contra Radiaciones No ionizantes (ICNIRP)	Límite de SAR de 2 W/kg promediado sobre 10 g de tejido	Todo el cuerpo	[22]
Comité Europeo de Normalización Electrónica (CENELEC)	Adopta los límites de ICNIRP	Todo el cuerpo	[23]

Tabla 1 Límites de SAR para implantes biomédicos según organismos internacionales.

Estos límites de SAR son clave para entender la interacción entre los CEM y los implantes biomédicos, como marcapasos o sensores inalámbricos, ya que determinan la cantidad de energía absorbida por los tejidos. Esta interacción permite la comunicación inalámbrica, pero también puede generar efectos térmicos y no térmicos [25]. Las ondas electromagnéticas se relacionan con las propiedades dieléctricas de los tejidos, como la conductividad y la permitividad, influyendo en la absorción de energía, especialmente en la epidermis [25]. Por ejemplo, los implantes que operan a 8.0 GHz pueden calentar localmente la piel debido a su alta absorción energética [27]. Este comportamiento puede visualizarse mediante un esquema representativo *(Ver Figura No. 3). Se* muestra un dispositivo implantable ubicado bajo la piel. Las áreas en tonos rojos alrededor del implante indican regiones con mayor absorción de energía específica y, por tanto, un posible aumento de temperatura en los tejidos circundantes. En contraste, las zonas con tonalidades más claras representan niveles más

bajos de absorción, lo que refleja una interacción más segura para las capas más profundas de la piel.

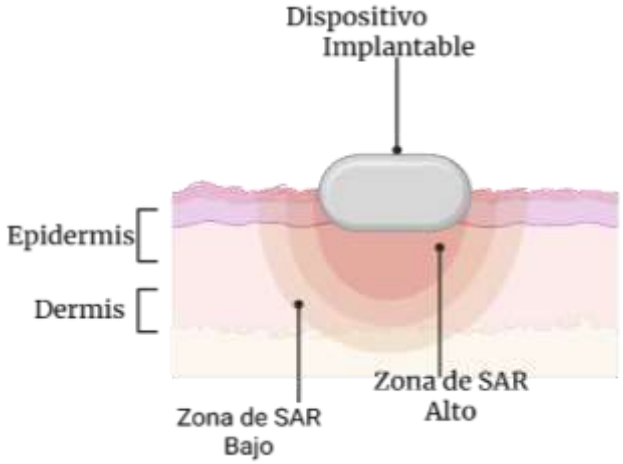


Figura No. 3 Distribución esquemática del SAR alrededor de un dispositivo implantable ubicado bajo la piel.

En consecuencia, las ondas electromagnéticas son cruciales para aplicaciones como la biotelemetría, que permite el monitoreo remoto, y la estimulación eléctrica en neuroimplantes [19]. Sin embargo, la exposición prolongada a radiaciones electromagnéticas de alta intensidad puede interferir con el funcionamiento de los implantes o causar calentamiento tisular. Por ello, optimizar el diseño de antenas implantables es fundamental para maximizar la eficiencia y reducir riesgos biológicos [27]. Esta optimización implica ajustes en el rango de frecuencias de funcionamiento y elección de materiales que minimicen la absorción de energía en los tejidos [28].

Los CEM exigen cumplir con límites de seguridad como el SAR para proteger los tejidos del cuerpo humano, lo que motiva el análisis de innovaciones en el diseño de estos dispositivos para optimizar su funcionalidad. Por ello, el SAR representa un elemento clave en la creación de tecnologías que mantengan un equilibrio en su seguridad y su rendimiento.

2.3 Tasa de Absorción Específica (SAR)

La SAR constituye una medida que evalúa la potencia de radiofrecuencia captada por cada unidad de masa de tejido biológico, expresada en vatios por kg (W/kg). Es fundamental al evaluar la exposición a CEM, los cuales son generados por implantes biomédicos, como marcapasos o sensores implantables [29]. Este parámetro mide la interacción de ondas electromagnéticas, generalmente en el rango de 3.5 a 8.0 GHz, con tejidos como la piel, permitiendo establecer límites de seguridad para dispositivos médicos [9]. La SAR se calcula mediante la siguiente expresión:

$$\boldsymbol{SAR}: \frac{\boldsymbol{\sigma}|\boldsymbol{E}|^2}{\boldsymbol{\rho}}$$

En esta fórmula, σ representa la conductividad eléctrica del tejido, medida en siemens por metro (S/m). Esto indica qué tan bien un tejido biológico, como la piel o musculo, conduce corriente eléctrica inducida por un CEM. El término $|E|^2$ corresponde al cuadrado de la magnitud del campo eléctrico interno, expresado en voltios al cuadrado por metro al cuadrado (V^2/m^2). Esta unidad refleja la potencia del campo dentro del material. Por último, ρ es la densidad del tejido, $\frac{kg}{m^3}$ medida en kilogramos por metro cubico. Esto representa la masa por unidad de volumen. Dividir por ρ en la fórmula normaliza la energía absorbida por la masa del tejido, dando como resultado la SAR en vatios por kilogramo (W/kg) [9].

Los efectos asociados a la SAR comprenden principalmente efectos térmicos, como el calentamiento localizado que incrementa la temperatura en la epidermis y, en situaciones críticas, podría ocasionar daño tisular. Asimismo, se relaciona con efectos no térmicos, generando alteraciones celulares a nivel molecular [6], [30], [31]. Por ejemplo, diversas simulaciones demuestran que la SAR en la epidermis alcanza valores significativos en capas superficiales, lo que induce un calentamiento notable de la zona expuesta [26]. La evaluación de la SAR se lleva a cabo mediante métodos numéricos, que emplean simulaciones computacionales para analizar la distribución de energía en los tejidos. Mientras que los métodos experimentales, que miden la SAR en fantomas, son menos comunes debido a su complejidad técnica [19].

Un nivel de SAR elevado puede exceder los umbrales de seguridad definidos por la Comisión Internacional para la Protección contra la Radiación No Ionizante (ICNIRP). Si esto ocurre, se incrementa el riesgo de efectos térmicos, como quemaduras tisulares, y de efectos no térmicos en tejidos [31], [33]. Debido a esto, los atributos dieléctricos de los tejidos, como la conductividad y la permitividad, influyen decisivamente en los niveles de SAR. Todo esto destaca la necesidad de optimizar el diseño de los implantes y desempeño, para equilibrar la eficiencia y la seguridad.

2.4 Diseño y desempeño de las antenas en dispositivos implantables.

Una antena es un componente esencial que facilita la emisión y captación de ondas electromagnéticas, actuando como interfaz entre el exterior y el dispositivo [33]. Esta característica resulta fundamental para el funcionamiento de dispositivos inalámbricos portátiles e implantables, dado que transforman las señales eléctricas en ondas electromagnéticas y a la inversa [34]. Estas antenas facilitan monitoreo en tiempo real, la detección temprana de anomalías y mayor libertad de movimiento. Además, permiten procedimientos menos invasivos y la transmisión de datos a centros médicos, mejorando los resultados para los pacientes [35], [36]. Sin embargo, uno de los desafíos principales en el diseño de estos sistemas es que la antena se encuentra rodeada por un medio bastante complejo, como el tejido humano, lo que dificulta lograr una alta eficiencia [37].

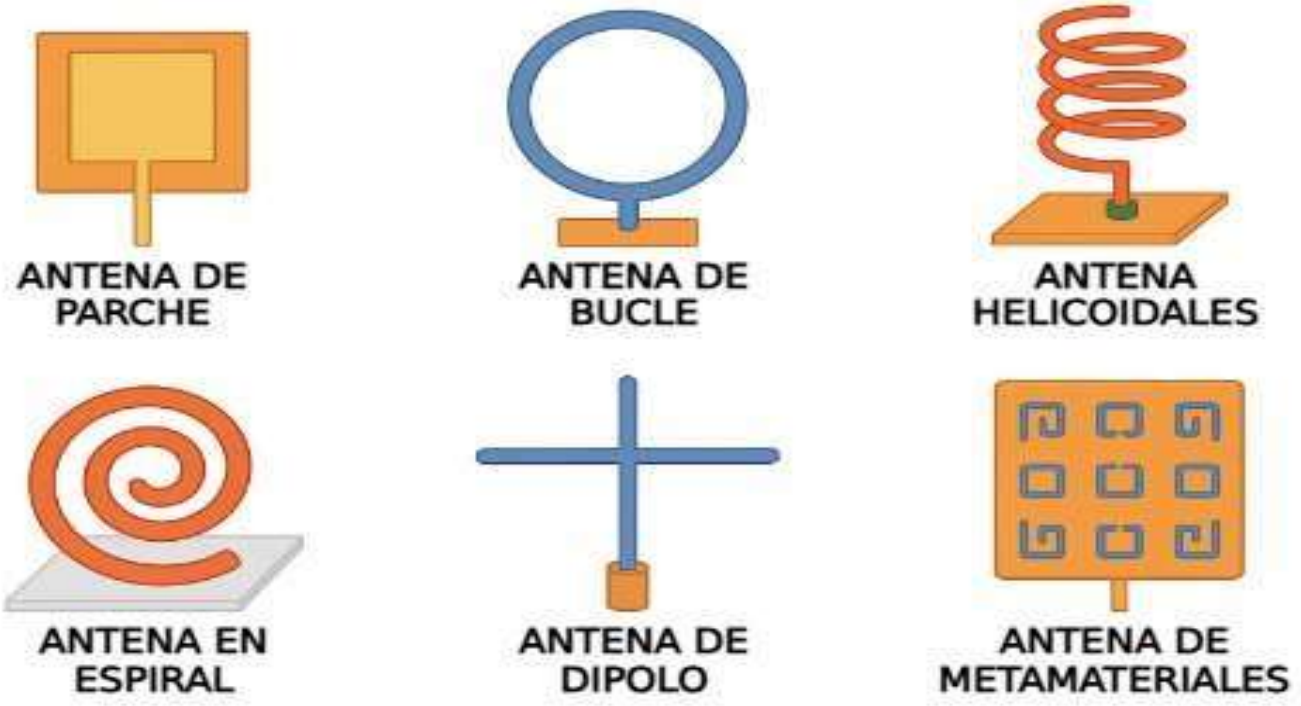


Figura No. 4 Tipos de Antenas implantables

El cuerpo humano es un medio altamente disipativo y con elevada permitividad relativa, y esto reduce la longitud de onda y aumenta la atenuación de la señal. Todo eso obliga a que la antena sea muy pequeña y eficiente. En términos simples, las señales dentro del cuerpo se debilitan y las ondas se acortan, lo que exige antenas compactas y de alto rendimiento [37]. Además, el cuerpo se considera un entorno heterogéneo, con propiedades que varían según la edad, sexo o la presencia de enfermedades [38]. Por ejemplo, en el tejido graso los valores de SAR son menores que en el tejido muscular, debido a su menor contenido de agua, lo que reduce la absorción de energía. La ubicación de la antena también influye en la distribución del SAR, ya que el grosor y tipo de tejido interfieren en la transmisión y recepción de señales [39].

Las antenas implantables operan en bandas como Industrial, Científica y Médica (ISM) y MICS, para minimizar interferencias y cumplir con regulaciones [40], [41].

Por esta razón, la antena debe diseñarse para ser insensible a múltiples cambios en el entorno de radiación [37], y garantizar la seguridad del paciente, medida mediante el SAR y regulada por estrictos estándares internacionales [42].

Las antenas deben contar con una ganancia, ancho de banda y eficiencia adecuada para asegurar una transmisión confiable en entornos biológicos [5]. Además, deben considerar factores como espacio limitado, bajo consumo energético y cumplimiento de normativas de seguridad entre otros aspectos [11], [43]. Por tanto, deben ser biocompatibles, miniaturizadas, adaptadas a los tejidos para reducir el calor y ofrecer seguridad a largo plazo [5], [11], [44]. Adicional a eso, deben tener alta eficiencia de transmisión, minimizar la disipación de calor en tejidos sanos y ser lo menos invasiva eso, deben tener alta eficiencia de transmisión, minimizar la disipación de calor en tejidos sanos y ser lo menos invasiva posible [45].

Tipo de Bandas	Frecuencias	Definición y Características	Referencia
MICS: Medical Implant Communication Service	402-405 MHz	Asignada para IMD. Ofrece buena penetración en el tejido y bajo consumo de energía.	[51], [52], [53]
Servicio de Radio Médica (MedRadio)	401–402 y 405–406 MHz	Extensión de las MICS para aplicaciones biomédicas. Similares en alcance y eficiencia energética, con mayor flexibilidad.	[51], [54], [55]
ISM: Industrial, Scientific, and Medical	433 MHz.	Banda de propósito general. Puede usarse para IMD, pero con mayor interferencia potencial.	[7], [51]
	902-928 MHz (EE.UU)/868MHz(Europa).	Utilizada en algunos IMD, pero con mayor atenuación en el tejido.	
	2.4-2.4835 GHz.	Ampliamente utilizada para Wi-Fi y Bluetooth. Ofrece altas tasas de datos, pero sufre una alta atenuación en el tejido, limitando su alcance en aplicaciones implantables.	
WMTS: Wireless Medical Telemetry Service	608-614 MHz, 1395-1400 MHz, 1427-1432 MHz.	Asignada para telemetría médica, con buena penetración en tejidos.	[51], [56]
UWB: Ultra-Wide Band	3100-10600 MHz (Sub-Bandas: 3.1-5.1 GHz, 6-10 GHz).	Ofrece altas tasas de datos y baja potencia, siendo prometedora para IMD.	[51], [57]
MBAN: Medical Body Area Network	2360-2400 MHz.	Diseñada para redes de área corporal médica, con aplicaciones en monitoreo y comunicación inalámbrica.	[51], [58], [59]

Tabla 2 Bandas de frecuencias utilizadas en aplicaciones biomédicas y dispositivos médicos implantables

Las restricciones de espacio dentro del cuerpo obligan a abordar la miniaturización, aunque esto puede comprometer la eficiencia y el ancho de banda [46], [47]. Entre las técnicas para lograrla están la extensión de caminos de corriente con forma en espiral o meandros, el uso de pines de cortocircuito, el apilamiento de parches y los circuitos de adaptación de impedancia [48]. Un estudio demostró que el aumento del radio de la antena eleva la temperatura del tejido, mientras que el tamaño del implante fue un parámetro menos influyente [49]. Diseñar antenas para dispositivos implantables requiere superar retos como la alta disipación del tejido, la heterogeneidad del medio biológico, la miniaturización y el cumplimiento de normativas de seguridad.

En base a eso se garantiza una transmisión confiable y optimizada lo que mejora los resultados para los pacientes.

En cuanto a su clasificación (Ver Figura No. 4), se ilustran las antenas implantables diseñadas para transmitir señales desde el interior del cuerpo hacia un receptor externo. Se destacan las antenas de parche, populares por su perfil bajo y facilidad de fabricación, que pueden miniaturizarse usando sustratos de alta permitividad. Mientras que, las antenas bucle ofrecen tamaño compacto y buen rendimiento biológico gracias a su diseño circular. Las antenas helicoidales, similares a resortes, permiten polarización circular. Las antenas en espiral, compactas y de amplio ancho de banda, son ideales para aplicaciones de IMD de banda ancha. Otras son las antenas dipolo/monopolo, de forma cruzada, son simples, pero menos prácticas para IMD. Finalmente, las antenas basadas en metamateriales optimizan miniaturización, ancho de banda y control de radiación gracias a sus propiedades electromagnéticas únicas [50].

El diseño de antenas optimiza la transmisión de señales en entornos biológicos y está directamente relacionado con la forma en que los CEM afectan a los tejidos humanos, siendo fundamental analizar los efectos térmicos y no térmicos que puedan generarse por su uso sin tener un control. Además, optimiza la transmisión de señales en entornos biológicos, lográndose adaptar a las necesidades de cada implante médico. Este proceso lleva factores como eficiencia y compatibilidad, para asegurar una comunicación efectiva. La configuración de las antenas influye en la selección de rangos adecuados. Esto permite tener una integración precisa con características técnicas requeridas.

Las bandas mostradas (Ver Tabla 2), son rangos que pertenecen al espectro electromagnético, que tienen como función específica las aplicaciones biomédicas, en este caso dispositivos médicos implantables. Algunos de estos dispositivos son, marcapasos, sensores de monitoreo, bombas de insulina, entre otros. Estas bandas

son garantizadas para el funcionamiento correcto, seguro y eficiente, disminuyendo el porcentaje de interferencia con otros dispositivos y optimizando la penetración de las señales a través del cuerpo humano.

2.5 Efectos de los campos electromagnéticos

La interacción entre los CEM producidos por implantes biomédicos con los tejidos humanos genera diversos efectos biológicos, que incluyen respuestas térmicas y no térmicas, influenciadas por múltiples factores.

2.5.1 Efectos térmicos

Los efectos térmicos generados por estos CEM son una preocupación primordial. Estos pueden provocar calentamiento localizado en los tejidos que se encuentren cerca del implante.

Uno de los efectos conocidos y comprobados de la radiación electromagnética es la deposición de calor. Este efecto térmico se refiere al calentamiento dieléctrico de los tejidos o a la elevación de la temperatura [29].

La temperatura del tejido circundante a la antena implantable no debe superar 1-2 °C [11]. Una exposición prolongada puede producir un calentamiento localizado perjudicial para los tejidos humanos. Según la fisiología humana, un aumento excesivo de temperatura podría provocar la ruptura del sistema nervioso y la insolubilidad de proteínas [60].

El uso de antenas implantables introduce riesgos adicionales debido a los CEM que generan. La absorción de energía electromagnética puede causar calentamiento localizado de los tejidos, provocando daño celular si excede los límites de temperatura. Asimismo, la conducción eléctrica a través de los dispositivos biomédicos implantables puede producir quemaduras tisulares, especialmente en regiones pequeñas en contacto directo con el dispositivo [61]. La absorción de energía de radiofrecuencia (RF) en los tejidos biológicos genera calor, lo que puede provocar un aumento de la temperatura. Los estándares de SAR limitan esta absorción para evitar daños térmicos en los tejidos [62].

Además, se han identificado posibles efectos biológicos a largo plazo por exposición prolongada a radiación electromagnética, muchos de los cuales aún están bajo investigación. También existe el riesgo de interferencia con otros dispositivos médicos, como marcapasos, debido a señales electromagnéticas no deseadas, y al incremento de la SAR en tejidos sensibles. Si el diseño de la antena no es adecuado, podría superar los umbrales de seguridad. Por otro lado, la pérdida de señal por atenuación en tejidos biológicos puede comprometer la fiabilidad de la comunicación inalámbrica [11], [63], [64]. El diseño de la antena, incluida su forma, tamaño, materiales y la presencia de un plano de tierra o blindaje, influye directamente en la distribución de la potencia absorbida en los tejidos circundantes. Por ende, es importante la optimización del diseño de la antena para minimizar el SAR y garantizar un rendimiento adecuado en la comunicación [65]. Además de estos efectos térmicos, los CEM pueden generar respuestas biológicas que no implican un aumento significativo de la temperatura, conocidas como efectos no térmicos.

2.5.2 Efectos no térmicos

Los CEM emitidos por implantes biomédicos, como marcapasos, neuroestimuladores o sensores implantables, operan en frecuencias de RF a o sub-THz (90-300 GHz). Estos campos pueden inducir efectos no térmicos en los tejidos humanos. Estos efectos se distinguen por modificaciones biológicas a nivel celular, sin un incremento en su temperatura. Entre ellos están los cambios en la viabilidad celular, como inducción de apoptosis, cambios en la pigmentación de la piel y un posible incremento en el riesgo de daños celulares crónicos, como el cáncer (*Ver Figura 5*). Además, se han identificado efectos biológicos a largo plazo debido a la exposición prolongada a radiación electromagnética. Aunque la mayoría de los estándares se centran en los efectos térmicos, también se investigan posibles efectos no térmicos de la exposición a RF [66].

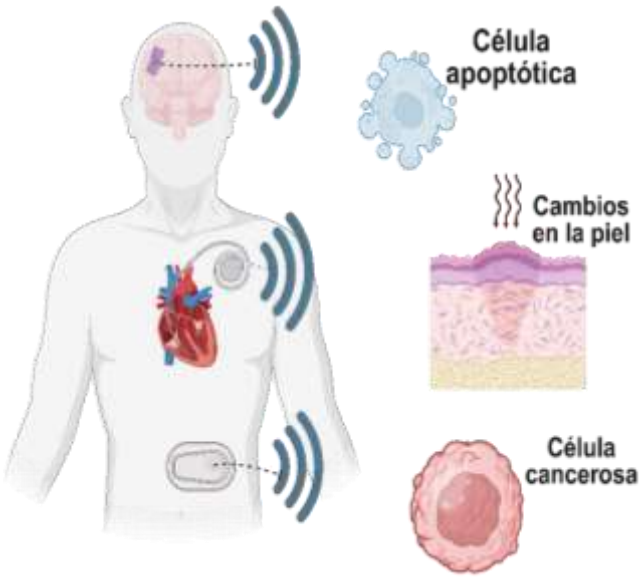


Figura No. 5. Esquema de implantes biomédicos (marcapasos, neuroestimuladores y sensor de glucosa) con CEM, mostrando efectos no térmicos como apoptosis y daños celulares.

Por ejemplo, (Caraglia et al.) [67], demostraron que los CEM en frecuencias de teléfonos móviles inducen apoptosis y la inactivación del complejo multi-chaperona en células de carcinoma epidermoide humano. Esto evidencia un impacto no térmico en la piel que podría ser significativo para implantes biomédicos situados cerca de tejidos cutáneos *(Ver Figura 6)*.

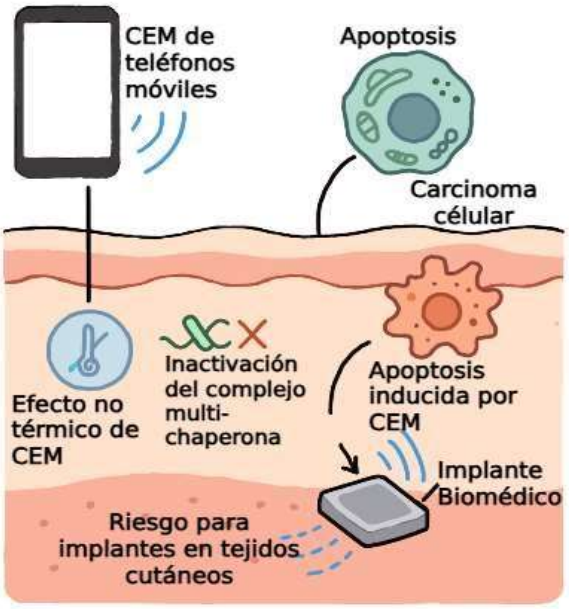


Figura 6. Los efectos de los CEM en una célula de carcinoma epidermoide, mostrando apoptosis y la inactivación del complejo multi-chaperona

La exposición continua a los CEM de RF se ha relacionado con un aumento en el riesgo de desarrollar leucemia, tumores cerebrales y cáncer de la glándula parótida, especialmente en grupos vulnerables como los niños. Esto resalta la potencial gravedad de los efectos no térmicos en tejidos expuestos a emisiones continuas de implantes [67], [68], [69]. Otros efectos no térmicos incluyen alteraciones en el sistema reproductivo, como un aumento en el riesgo de abortos espontáneos en mujeres embarazadas expuestas a RF, lo que podría ser una preocupación para implantes ubicados en regiones abdominales [70].

En este contexto, se han identificado riesgos adicionales relacionados con la interacción de los CEM con otros dispositivos médicos, como marcapasos, debido a la interferencia de señales electromagnéticas no deseadas, y la pérdida de señal debido a la atenuación en tejidos biológicos puede comprometer la fiabilidad de la comunicación inalámbrica de estos dispositivos [71], [72].

La interacción de los CEM con tejidos biológicos también puede provocar cambios celulares a nivel molecular [24]. En este contexto, la emisión constante de CEM en proximidad a tejidos sensibles amplifica la relevancia de estos efectos. Estos pueden interactuar con las propiedades dieléctricas de los tejidos y variar según la intensidad , duración y frecuencia de la exposición [73], [74]. La falta de acuerdo sobre cómo funcionan exactamente estos efectos muestra la necesidad de más estudios para asegurar que los implantes biomédicos sean seguros a largo plazo.

Los CEM de los implantes biomédicos generan diversos efectos biológicos que requieren un diseño cuidadoso para garantizar la funcionalidad de los dispositivos. Esto nos guía a la importancia de evaluar el SAR y de tener un panorama amplio para futuras innovaciones.

3. METOGOLOGÍA

Para lograr los objetivos de este artículo, se realizó una investigación rigurosa sobre el diseño de las antenas implantables y su influencia y efectos en los niveles de SAR en el cuerpo humano. A continuación, se describen las etapas principales del proceso metodológico:

- ***Selección de base de datos:*** Utilizamos base de datos científicos como, PubMed, Research gate y Google Scholar para recopilar información importante sobre las antenas, el SAR y sus efectos.

- ***Estrategia de búsqueda:*** Empleamos palabras claves como: "SAR", "CEM", "Implantes Biomédicos", "Antenas Implantables", "Miniaturización" entre otros, y se combinaron con operadores boléanos como "AND" y "OR" para un resultado más preciso.

- ***Criterios de inclusión y exclusión:*** Seleccionamos estudios que aportan directamente el entendimiento sobre el diseño de antenas implantables, los CEM y su impacto en la SAR. Excluimos los que no estaban directamente relacionados con el enfoque que buscábamos y los que no eran confiables o tenían la marca de borrador.

- ***Proceso de evaluación:*** Iniciamos con una revisión de títulos y resúmenes, seguido de una evaluación completa a todo el texto. Este proceso nos permitió determinar la contribución de cada estudio a nuestro enfoque en la investigación

- ***Extracción y síntesis de datos:*** Extrajimos datos sobre metodologías, resultados y conclusiones

de los estudios seleccionados. Estos datos fueron sintetizados para proporcionar una visión de las antenas y su influencia de la mano con los CEM y SAR en implantes. Logrando identificar las limitaciones y oportunidades de la importancia del diseño.

- **Selección de artículos:** Se identificaron inicialmente 124 referencias. Luego de eliminar duplicados y aplicar los criterios de inclusión, se seleccionaron 79 referencias para el análisis final.

4. DISCUSIÓN

Este estudio permitió analizar como el diseño y las configuraciones de las antenas implantables ejercen influencia sobre los niveles de SAR y los efectos generados en los tejidos. Esto se debe a que, las antenas a pesar de ser fundamentales para la transmisión pueden provocar efectos al no estar optimizadas. Por eso, se evaluaron cinco diseños diferentes incluyendo variables desde material y estructura, hasta su comportamiento en simulaciones. Esta comparación de las ventajas y desventajas se complementó con un análisis detallado de las respuestas biológicas de cada diseño.

Primero la antena dipolo impreso con alimentación CPW, fabricada con sustrato de polilactida (PLA), un material biodegradable y biocompatible. Esta fue encapsulada con una metasuperficie absorbente para reducir la radiación no deseada. Sus dimensiones (10 × 24 mm) la hicieron ideal para aplicaciones en cápsulas endoscópicas, y su diseño flexible permitió conservar el rendimiento electromagnético. Sin embargo, aunque el SAR se redujo en un 24%, los resultados de simulaciones (HFSS) y pruebas en tejido porcino revelaron un calentamiento localizado y un SAR superior al límite establecido por la FCC (1.6 W/kg), con posibles efectos neurológicos y reproductivos [9].
La antena dipolo de media onda, construida en cobre y simulada en CST cerca de un marcapasos, demostró buena eficiencia de comunicación a 5.0 GHz y un diseño compacto (28.6 mm). No obstante, sus niveles de SAR superaron los 2 W/kg, lo que representa un riesgo de interferencia, descargas inesperadas, alteraciones cardíacas y calentamiento local, dependiendo de la orientación y distancia con respecto al tejido [76].

Por otro lado, la antena UWB miniaturizada (11.85 x 9 × 1.27 mm), diseñada para operar en el tracto gastrointestinal a 4.0 GHz, fue construida con Rogers TMM 10i y protegida con glicerina como aislante. Esta logró reducir el SAR en un 20% y mantuvo los valores dentro del umbral de seguridad de la ICNIRP. Sin embargo, se observó que el SAR variaba según la posición de la cápsula en el cuerpo, lo que implica que, aunque sea segura, requiere ajustes anatómicos en su aplicación clínica [76].

Tipo de Antena	Material Utilizado	Método aplicado	Ventaja de uso	Desventaja de uso	Ref.
Antena dipolo impreso con alimentación CPW.	Sustrato de polilactida (PLA)	Se implementó una metasuperficie absorbente y se encapsula en un módulo de cápsula.	Ofrecer un diseño compacto, flexible y biocompatible sin afectar su rendimiento	Necesidad de optimización en alineación para comunicación eficaz	[9]
Antena dipolo de media onda.	Cobre	Se utilizó simulación en un software CST Microwave Studio	Comunicación eficiente. Diseño compacto.	Niveles de SAR elevados. La distancia y orientación provocan efectos adversos.	[75]
Antena UWB para cápsula endoscópica.	Composite termoestable con carga cerámica (Rogers TMM 10i).	Diseño en ranura ancha con alimentación en U. Simulaciones en modelo de tejido humano y pruebas experimentales en tejido porcino.	Alta transferencia de datos con bajo consumo energético.	Variación de SAR según posición dentro del cuerpo. Pérdida de señal.	[76]
Antena Dipolo eléctrico y magnético combinado.	Modelo PEC (Conductor Eléctrico Perfecto)	Exposición in vivo de ratas. Simulación SAR en CST	Permite simulación realista de exposición crónica en 5G en condiciones libres de estrés.	Dificultad para controlar posición/orientación del animal. SAR distribuido y no uniforme en el cuerpo.	[77]
Antena PICA	Sustrato FR-4 (material dieléctrico común, económico y rígido)	Simulación y fabricación. Pruebas sobre modelos de cabeza y mano	Banda ultra-ancha y buena cobertura. Adecuada para redes corporales (BAN).	Puede generar SAR elevado si llega a tener contacto con el cuerpo.	[78]
Antena Dipolo doblado	Modelo PEC (Conductor Eléctrico Perfecto)	Simulación en HFSS con mano multicapa.	Buena adaptación de impedancia. Útil en estudios cercanos de SAR.	SAR muy alto a corta distancia. Riesgo térmico en contacto directo con tejido humano.	[79]

Tabla 3 Evaluación Comparativa de Antenas Implantables

La antena dipolo eléctrico y magnético combinado, de grandes dimensiones (240 × 168 mm), fue utilizada para estudios de exposición crónica a 5G en ratas. Fabricada con PEC, logró un SAR de 0.202 W/kg, levemente por encima del límite para cuerpo completo (0.180 W/kg). Aunque se mantuvo dentro del rango aceptable de ICNIRP, el experimento tuvo que detenerse por el incremento sostenido de temperatura (hasta 1°C), demostrando efectos térmicos acumulativos [77].

La antena PICA, fabricada con sustrato FR-4 (23.6 × 40 mm), fue evaluada mediante simulaciones HFSS en modelos de cabeza y mano. Presentó buena cobertura, ancho de banda ultra-ancho y fue adecuada para redes corporales. Aunque en la mayoría de los escenarios cumplió con los límites europeos (2 W/kg para 10 g), el contacto directo con la piel provocó un aumento del SAR, con posibles daños tisulares y efectos sensoriales en cabeza y extremidades [78].

Finalmente, la antena dipolo doblado, de 25 × 12.5 mm, fue simulada con HFSS en una mano multicapa (piel, grasa, músculo y hueso). El resultado fue un SAR extremadamente alto (52.63 W/kg a 5 mm de distancia y 0°), lo que representa un grave riesgo térmico para tejidos en contacto cercano, pese a que mostró buena adaptación de impedancia [79].

Cada uno de estos hallazgos mantienen coincidencias con estudios previos los cuales destacan que, a pesar de alcanzar una eficiencia de transmisión buena, se sigue comprometiendo la seguridad del paciente al no controlar factores como

frecuencia, dimensión e incluso posición. Al usar materiales como PLA o FR-4, el diseño era estructuralmente favorable, sin embargo, no garantizaba minimizar el SAR. La mayoría de los diseños superan lo establecido por la FCC e ICNIRP, lo que resalta la necesidad de realizar una validación profunda y rigurosa. Además, propiedades del medio biológico llegan a ser influyentes en la absorción de energía. Por eso, aunque ciertos diseños logren cumplir con los estándares técnicos establecidos, no son del todo viable en la aplicación clínica por aquel aspecto anatómico.

Algunas limitaciones de este análisis es que se destaca la necesidad de simulaciones ya sean virtuales mediante softwares o en modelos animales. A pesar de eso, no sustituye completamente las pruebas in vivo en

humanos, solo hacen una aproximación realista. Además, el comportamiento de la antena puede estar variante según el tejido, la posición, orientación e incluso la condición del paciente. Por eso, la variabilidad anatómica de cada paciente es un desafío para lograr estandarizar los diseños.

Antena	Dimensión	Frecuencia	Simulación	Efecto	Ref.
Antena de dipolo impreso con alimentación CPW.	10 × 24 mm	2.4 GHz.	Torso humano en HFSS. In vitro: bloque porcino multicapa.	Calentamiento localizado. Posible daño tisular, efectos neurológicos y reproductivos.	[9]
Antena dipolo de media onda	28.6 mm	5.0 GHz.	Torso humano virtual.	Posibilidad de interferencias o malfuncionamientos. Alteraciones cardíacas, descargas imprevistas y calentamiento local.	[75]
Antena ultrawideband (UWB) miniaturizada	11.85 x 9 × 1.27 mm	3.5 a 4.5 GHz, con frecuencia central en 4.0 GHz	Modelo voxel de cuerpo humano completo (colon y el intestino delgado).	Calentamiento superior a 1 °C puede afectar funciones metabólicas.	[76]
Antena Dipolo eléctrico y magnético combinado	240 mm × 168 mm	2.4 GHz	Un modelo físico y computacional para simular exposición de cuerpo completo en ratas.	Aumento de temperatura corporal. El estudio se interrumpió en ese grupo debido a la elevación térmica sostenida.	[77]
Antena PICA	23.6 × 40 mm	3.1-10.6 GHz	Modelo de cabeza y mano en HFSS	Posible daño tisular en piel y músculo. Potencial afectación sensorial en mano y región craneal	[78]
Antena Dipolo Doblado	25 mm × 12.5 mm	6 GHz	HFSS. Mano humana multicapa (piel, grasa, músculo, hueso)	Calentamiento localizado. Posible daño tisular en extremidades. Alto riesgo térmico en contacto cercano.	[79]

Tabla 4 Efectos biológicos de Antenas: Resultados de simulaciones y experimentos

A raíz de estos factores y muchos más, se recomienda aplicar la investigación a modelos personalizados, e innovar en el desarrollo de nuevos materiales que ayuden a reducir el SAR sin afectar su rendimiento funcional. Además, indagar en el aspecto de frecuencias o formas de miniaturización serian opciones que permitan disipar el calor y contrarrestar los efectos en el cuerpo. Finalmente, se recomienda complementar las normativas ya existentes con pruebas más exhaustivas y realistas, que permitan verificar el desempeño y seguridad de estas antenas en entornos clínicos reales.

5. RETOS Y OPORTUNIDADES

Una de las limitaciones de este trabajo es que no se hicieron experimentos ni simulaciones propias, sino que el análisis se basó en estudios ya publicados. Eso hace que no podamos confirmar por cuenta propia los efectos del SAR, pero al mismo tiempo nos permitió organizar la información existente y entender mejor los riesgos. Gracias a eso, se abren oportunidades para futuras investigaciones que puedan enfocarse en mejorar el diseño de estas antenas, haciéndolas más seguras, eficientes y pensadas en el bienestar del paciente.

6. CONCLUSIÓN

El análisis llevado a cabo en este estudio evidencia que los implantes biomédicos han transformado la medicina moderna al permitir un monitoreo constante y preciso. Gracias a ello, se mejoró la calidad de vida de muchos pacientes con enfermedades crónicas. La incorporación de tecnologías inalámbricas y de diseños de antenas avanzados ha sido clave para superar los desafíos del entorno biológico. Esto permite lograr una comunicación eficiente y confiable dentro del cuerpo humano. Sin embargo, los efectos térmicos y no térmicos generados por las antenas y las ondas electromagnéticas, junto con el SAR, siguen siendo aspectos críticos. Poder resolver estos factores es esencial para garantizar la seguridad de los pacientes que dependen de estos dispositivos.

El diseño de las antenas implantables representa un gran desafío, ya que el cuerpo es un ambiente hostil, donde los

tejidos absorben gran parte de la radiación. Todo esto complica la eficiencia en su comunicación y diseño. Por otra parte, el aspecto de miniaturización será un reto, ya que deberán integrarse a los dispositivos sin comprometer su rendimiento. Además, la biocompatibilidad de sus materiales deberá cumplir con los requisitos establecidos, para validar que sean seguros y duraderos dentro del organismo.

A pesar estos retos, es necesario seguir investigando a profundidad como interactúan las antenas con tejidos más específicos en diferentes condiciones. La interacción en entornos dinámicos es un área extensa que requiere de más análisis y de modelos, capaces de lograr esa simulación de forma realista. Además, el explorar acerca de las frecuencias también es esencial ya que podrían tomar un papel fundamental en el aumento o disminución de absorción por parte de los tejidos. Por eso, se necesitan validaciones más rigurosas de estas tecnologías, incluyendo pruebas in vivo o in vitro, para comprobar su eficacia en diferentes contextos. Todo esto logrará reducir riesgos y abrirá puertas a nuevas innovaciones que prioricen la salud de los pacientes.

A largo plazo, la ingeniería biomédica continuará siendo fundamental para innovar en el diseño de estos sistemas y más. Este campo buscará equilibrar el potencial de la tecnología con la responsabilidad ética de proteger la salud humana. Todo esto no solo impulsará a mejores técnicas, sino que también fomentará la equidad en el acceso a tratamientos médicos seguros. Por ello, es vital seguir investigando y validando como interactúan las antenas con los tejidos del cuerpo humano. Prevenir estos riesgos refuerza la confianza de las personas en los implantes biomédicos, ya que estos son los que mejoran su calidad de vida.

7. REFERENCIAS

[1] N. Atanasov, G. Atanasova, and B. Atanasov, "Chapter Wearable Textile Antennas with High Body-Antenna Isolation: Design, Fabrication, and Characterization Aspects," 200AD. [Online]. Available: www.intechopen.com

[2] S. Mutashar, M. A. Hannan, S. A. Samad, and A. Hussain, "Analysis and Optimization of Spiral Circular Inductive Coupling Link for Bio-Implanted Applications on Air and within Human Tissue," *Sensors*, vol. 14, pp. 11522–11541, 2014, doi: 0.3390/s140711522.

[3] I. Makovey, B. Gad, R. Scherer, E. K. Ferry, G. Hoffman, and M. S. Damaser, "Clinical and regulatory considerations of implantable medical devices," *Implantable Biomedical Microsystems: Design Principles and Applications*, pp. 137–166, Jan. 2015, doi: 10.1016/B978-0-323-26208-8.00007-8.

[4] A. Ben Amar, A. B. Kouki, and H. Cao, "Power Approaches for Implantable Medical Devices," *Sensors*, vol. 15, pp. 28889– 28914, 2015, doi: 10.3390/s151128889.

[5] M. M. Soliman *et al.*, "Review on medical implantable antenna technology and imminent research challenges," May 01, 2021, *MDPI AG*. doi: 10.3390/s21093163.

[6] K. Guido and A. Kiourti, "Wireless Wearables and Implants: A Dosimetry Review," Jan. 01, 2020, *Wiley-Liss Inc.* doi: 10.1002/bem.22240.

[7] "IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz," Art. no. C95.1-1991, Oct. 2005, doi: 10.1109/IEEESTD.2006.99501.

[8] M. Smondrk, M. Benova, and Z. Psenakova, "Evaluation of metallic implant influence on SAR distribution in a multilayered tissue model."

[9] Y. Hayashida, W.-X. Jiang, M. U. Rehman, B. Mandal, and R. Augustine, "A novel SAR reduction technique for implantable antenna using conformal absorber metasurface."

[10] P. Soontornpipit, "Effects of Radiation and SAR from Wireless Implanted Medical Devices on the Human Body," 2012.

[11] A. Mohan and N. Kumar, "Implantable antennas for biomedical applications: a systematic review," *Biomed Eng Online*, vol. 23, no. 1, p. 87, Dec. 2024, doi: 10.1186/S12938-024-01277-1.

[12] A. Ballo, M. Bottaro, and A. D. Grasso, "A Review of Power Management Integrated Circuits for Ultrasound-Based Energy Harvesting in Implantable Medical Devices," 2021, doi: 10.3390/app11062487.

[13] M. Jasim, A. J. A. Al-Gburi, M. Hanif, Z. A. Dayo, M. M. Ismail, and Z. Zakaria, "An extensive review on implantable antennas for biomedical applications: Health considerations, geometries, fabrication techniques, and challenges," Jan. 01, 2025, *Elsevier B.V.* doi: 10.1016/j.aej.2024.10.105.

[14] A. Ballo, M. Bottaro, and A. D. Grasso, "A Review of Power Management Integrated Circuits for Ultrasound-Based Energy Harvesting in Implantable Medical Devices," 2021, doi: 10.3390/app11062487.

[15] M. R. Kattiakara Muni Samy and A. Gudipalli, "A review on miniature bioimplant antenna performance enhancement and impact analysis on body fluids in medical application," *Measurement: Sensors*, vol. 28, Aug. 2023, doi: 10.1016/j.measen.2023.100849.

[16] A. Y. I. Ashyap *et al.*, "Robust and efficient integrated antenna with EBG-DGS enabled wide bandwidth for wearable medical device applications," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 56346–56358, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.2981867.

[17] "Glosario: Campo Electromagnético (CEM)." Accessed: Jun. 24, 2025. [Online]. Available: https://ec.europa.eu/health/opinions/es/lamparas-bajo consumo/glosario/abc/campoelectromagnetico.htm

[18] L. Verloock, W. Joseph, F. Goeminne, L. Martens, M. Verlaek, and K. Constandt, "Temporal 24-hour assessment of radio frequency exposure in schools and homes," *Measurement*, vol. 56, pp. 50–57, Oct. 2014,doi:10.1016/J.MEASUREMENT.2014.06.012.

[19] R. Choudhary, V. Kumar, and S. Mishra, "Bioeffects of EM Radiation on Human Skin Health: A Theoretical SAR Analysis," *Journal of Public Health and Pharmacy*, vol. 5, no. 1, pp. 131–140, Mar. 2025, doi: 10.56338/jphp.v5i1.5068.

[20] J. R. Nagel, C. M. Furse, D. A. Christensen, and C. H. Durney, "Basic Introduction to Bioelectromagnetics, Third Edition," *Basic Introduction to Bioelectromagnetics, Third Edition*, pp. 1–320, Jan. 2018, doi: 10.1201/9780429455681/BASICINTRODUCTION-BIOELECTROMAGNETICS-THIRDEDITION-CYNTHIA-FURSE-DOUGLAS-CHRISTENSEN-CARL-DURNEYJAMES-NAGEL/RIGHT ANDPERMISSIONS.

[21] P. Soontornpipit, C. M. Furse, and Y. C. Chung, "Design of implantable microstrip antenna for communication with medical implants," *IEEE Trans Microw Theory Tech*, vol. 52, no. 8 II, pp. 1944–1951, Aug. 2004, doi: 10.1109/TMTT.2004.831976.

[22] C. Piconi and G. Maccauro, "Zirconia as a ceramic biomaterial," *Biomaterials*, vol. 20, no. 1, pp. 1–25, Jan. 1999, doi: 10.1016/S0142-9612(98)00010-6.

[23] "3D-Spiral Small Antenna Design and Realization for Biomedical Telemetry in the MICS band | Request PDF." Accessed: Jun. 13, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/40777499_3D-Spiral_Small_Antenna_Design_and_Realization_for_Biomedical_Telemetry_in_the_MICS_band

[24] M. Abdul-Al *et al.*, "Wireless Electromagnetic Radiation Assessment Based on the Specific Absorption Rate (SAR): A Review Case Study," Feb.02, 2022, *MDPI*. doi:10.3390/electronics11040511.

[25] T. Hikage, N. Tanaka, T. Nojima, T. Nagaoka, and S. Watanabe, "Experimental estimation of SAR enhancement due to two parallel implanted metal plates using a head phantom and thermograph," in *MOBIHEALTH 2015 - 5th EAI International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - Transforming Healthcare through Innovations in Mobile and Wireless Technologies*, ICST, Dec. 2015. doi:10.4108/eai.14-10-2015.2261662.

[26] L. Verloock, W. Joseph, F. Goeminne, L. Martens, M. Verlaek, and K. Constandt, "Assessment of radio frequency exposures in schools, homes, and public places in Belgium," *Health Phys*, vol. 107, no. 6, pp. 503–513, 2014, doi:10.1097/HP.0000000000000149,.

[27] A. Ahlbom, A. Green, L. Kheifets, D. Savitz, and A. Swerdlow, "Epidemiology of health effects of radiofrequency exposure," Dec. 2004. doi: 10.1289/ehp.7306.

[28] M. Smondrk, M. Benova, and Z. Psenakova, "Evaluation of metallic implant influence on SAR distribution in a multilayered tissue model."

[29] T. Hamed and M. Maqsood, "SAR calculation & temperature response of human body exposure to electromagnetic radiations at 28, 40 and 60 GHz mmWave frequencies," *Progress In Electromagnetics Research M*, vol. 73, pp. 47–59, 2018, doi: 10.2528/PIERM18061102.

[30] A. Ahlbom, A. Green, L. Kheifets, D. Savitz, and A. Swerdlow, "Epidemiology of health effects of radiofrequency exposure," *Environ Health Perspect*, vol. 112, no. 17, pp. 1741– 1754, Dec. 2004, doi: 10.1289/EHP. 7306.

[31] T. Saliev, D. Begimbetova, A. R. Masoud, and B. Matkarimov, "Biological effects of non-ionizing electromagnetic fields: Two sides of a coin," Jan. 01, 2019, *Elsevier Ltd*. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2018.07.009.

[32] *2015 2nd International Conference on Recent Advances in Engineering & Computational Sciences (RAECS)*. IEEE, 2015.

[33] M. L. Scarpello *et al.*, "Design of an implantable slot dipole conformal flexible antenna for biomedical applications," *IEEE Trans Antennas Propag*, vol. 59, no. 10, pp. 3556–3564, Oct. 2011, doi: 10.1109/TAP.2011.2163761.

[34] B. S. Abirami and E. F. Sundarsingh, "EBGBacked Flexible Printed Yagi-Uda Antenna for On-Body Communication," *IEEE Trans Antennas Propag*, vol. 65, no. 7, pp. 3762– 3765, Jul. 2017, doi: 10.1109/TAP.2017.2705224.

[35] M. Asili, R. Green, S. Seran, and E. Topsakal, "A small implantable antenna for medradio and ISM bands," *IEEE Antennas Wirel Propag Lett*, vol. 11, pp. 1683–1685, 2012, doi: 10.1109/LAWP.2013.2241723.

[36] E. Y. Chow, Y. Ouyang, B. Beier, W. J. Chappell, and P. P. Irazoqui, "Evaluation of cardiovascular stents as antennas for implantable wireless applications," *IEEE Trans Microw Theory Tech*, vol. 57, no. 10, pp. 2523–2532, Oct. 2009, doi: 10.1109/TMTT.2009.2029954.

[37] "Implantable Antennas for Biomedical Applications."

[38] F. Merli, L. Bolomey, F. Gorostidi, Y. Barrandon, E. Meurville, and A. K. Skrivervik, "In vitro and in vivo operation of a wireless body sensor node," *Proc. 2nd International ICST Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare (MobiHealth 2011)*, vol. 83 LNICST, pp. 103–110, 2011, doi: 10.1007/978-3-64229734-2_15.

[39] J. Kumar and R. Repaka, "Numerical Investigation on the Effect of Different Physiological Cancerous Breast Parameters on the Output of Microwave Ablation," *J Eng Sci Med Diagn Ther*, vol. 3, no. 3, Aug. 2020, doi: 10.1115/1.4046183.

[40] R. Matthes, J. H. . Bernhardt, and A. F. . McKinlay, *Guidelines on limiting exposure to non-ionizing radiation : a reference book based on the guidelines on limiting exposure to non-ionizing radiation and statements on special applications*. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, 1999.

[41] "Risk assessment of electromagnetic fields exposure with metallic orthopedic implants: A cadaveric study," Art. no. C95.1-1991, Oct. 2005, doi: 10.1109/IEEESTD.2006.99501.

[42] A. K. Skrivervik, "Versatility and tunability of an implantable antenna for telemedicine," *Proc. EuCAP 2011, 5th European Conference on Antennas and Propagation*, 2011, Accessed: Jun. 13,2025.[Online]. Available:https://infoscience.epfl.ch/handle/20.500.14299/57325

[43] M. Zada and H. Yoo, "A Miniaturized Triple-Band Implantable Antenna System for Bio-Telemetry Applications," *IEEE Trans Antennas Propag*, vol. 66, no. 12, pp. 7378–7382, Dec. 2018, doi: 10.1109/TAP.2018.2874681.

[44] S. Challa, M. Wazid, A. K. Das, and M. K. Khan, "Authentication Protocols for Implantable Medical Devices: Taxonomy, Analysis and Future Directions," *IEEE Consumer Electronics Magazine*, vol. 7, no. 1, pp. 57–65, Jan. 2018, doi: 10.1109/MCE.2017.2720193.

[45] E. F. Sundarsingh, S. Velan, M. Kanagasabai, A. K. Sarma, C. Raviteja, and M. G. N. Alsath, "Polygon-shaped slotted dual-band antenna for wearable applications," *IEEE Antennas Wirel Propag Lett*, vol. 13, pp. 611–614, 2014, doi: 10.1109/LAWP.2014.2313133.

[46] "Wireless Medical Technologies Navigating Government Regulation In The New Medical Age." Accessed: Jun. 13, 2025. [Online]. Available:https://www.meddeviceonline.com/doc/wire less-medical-technologies-navigatinggovernment-regulation-in-the-new-medicalage-0001

[47] C. P. Conran, "Antenna Designs for Wireless Medical Implants.," *Masters*, Jan. 2013, doi: https://doi.org/10.21427/D7P60G.

[48] H. A. Albarqi *et al.*, "Systemically delivered magnetic hyperthermia for prostate cancer treatment," *Pharmaceutics*, vol. 12, no. 11, pp. 1–14, Nov. 2020, doi: 10.3390/pharmaceutics12111020.

[49] K. M. S. Thotahewa, J. M. Redoute, and M. R. Yuce, "Propagation, Power Absorption, and Temperature Analysis of UWB Wireless Capsule Endoscopy Devices Operating in the Human Body," *IEEE Trans Microw Theory Tech*, vol. 63, no. 11, pp. 3823–3833, Nov. 2015, doi: 10.1109/TMTT.2015.2482492.

[50] S. Das, D. Mitra, A. S. Chezhian, B. Mandal, and R. Augustine, "A novel SAR reduction technique for implantable antenna using conformal absorber metasurface," *Front Med Technol*, vol. 4, p. 924433, 2022, doi: 10.3389/FMEDT.2022.924433.

[51] A. Mohan and N. Kumar, "Implantable antennas for biomedical applications: a systematic review," Dec. 01, 2024, *BioMed Central Ltd*. doi: 10.1186/s12938-02401277-1.

[52] T. Campi, S. Cruciani, F. Maradei, A. Montalto, F. Musumeci, and M. Feliziani, "EMI in a Cardiac Implantable Electronic Device (CIED) by the

Wireless Powering of a Left Ventricular Assist Device (LVAD)," *IEEE Trans Electromagn Compat*, vol. 63, no. 4, pp. 988–995, Aug. 2021, doi: 10.1109/TEMC.2020.3047465.

[53] H. S. Savci, A. Sula, Z. Wang, N. S. Dogan, and E. Arvas, "MICS transceivers: Regulatory standards and applications," *Conference Proceedings - IEEE SOUTHEASTCON*, pp. 179–182, 2005, doi: 10.1109/SECON.2005.1423241.

[54] "(PDF) A Novel Conformal Antenna for Ingestible Capsule Endoscopy in the MedRadio Band." Accessed: Jun. 24, 2025. [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/258133321_A_Novel_Conformal_Antenna_for_Ingestible_Capsule_Endoscopy_in_the_MedRadio_Band

[55] M. R. Tofighi, "Characterization of biomedical antennas for microwave heating, radiometry, and implant communication applications," *2011 IEEE 12th Annual Wireless and Microwave Technology Conference, WAMICON 2011*, 2011, doi: 10.1109/WAMICON.2011.5872874.

[56] G. Kaur, A. Kaur, G. K. Toor, B. S. Dhaliwal, and S. S. Pattnaik, "Antennas for biomedical applications," *Biomed Eng Lett*, vol. 5, no. 3, pp. 203–212, Sep. 2015, doi: 10.1007/S13534-015-0193-Z.

[57] V. Kumar and B. Gupta, "On-body measurements of SS-UWB patch antenna for WBAN applications," *AEU - International Journal of Electronics and Communications*, vol. 70, no. 5, pp. 668–675, May 2016, doi: 10.1016/J.AEUE.2016.02.003.

[58] A. Kumar, R. K. Badhai, and P. Suraj, "Design of a printed symmetrical CPW-fed monopole antenna for on-body medical diagnosis applications," *J Comput Electron*, vol. 17, no. 4, pp. 1741–1747, Dec. 2018, doi: 10.1007/S10825-018-1233-6.

[59] T. W. Koo, Y. J. Hong, G. K. Park, K. Shin, and J. G. Yook, "Extremely low-profile antenna for attachable bio-sensors," *IEEE Trans Antennas Propag*, vol. 63, no. 4, pp. 1537–1545, Apr. 2015, doi: 10.1109/TAP.2015.2394800.

[60] M. Cavagnaro and J. C. Lin, "Importance of Exposure Duration and Metrics on Correlation between RF Energy Absorption and Temperature Increase in a Human Model," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 66, no. 8, pp. 2253–2258, Aug. 2019, doi: 10.1109/TBME.2018.2886475,.

[61] D. L. Means and K. W. Chan, "Evaluating Compliance with FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields Additional Information for Evaluating Compliance of Mobile and Portable Devices with FCC Limits for Human Exposure to Radiofrequency Emissions AUTHORS," 2001. [Online]. Available: http://www.fcc.gov/oet/.

[62] D. Panescu, "Emerging technologies: Wireless communication systems for implantable medical devices," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, no. 2, pp. 96–101, Mar. 2008, doi: 10.1109/EMB.2008.915488.

[63] A. K. Skrivervik and F. Merli, "Design Strategies for Implantable Antennas."

[64] K. S. Patil and E. Rufus, "A review on antennas for biomedical implants used for IoT based health care," *Sensor Review*, vol. 40, no. 2, pp. 273–280, May 2020, doi: 10.1108/SR-01-2019-0020.

[65] Y. Koyanagi, H. Kawai, K. Ogawa, and K. Ito, "Consideration of the local SAR and radiation characteristics of a helical antenna using a cylindroid whole body phantom at 150 MHz," *Electronics and Communications in Japan, Part I: Communications (English translation of Denshi Tsushin Gakkai Ronbunshi)*, vol. 87, no. 1, pp. 48–60, Jan. 2004, doi:10.1002/ECJA.10084;WGROUP:STRING:PUBLICATION.

[66] A. Alomainy *et al.*, "Statistical analysis and performance evaluation for on-body radio propagation with microstrip patch antennas," *IEEE Trans Antennas Propag*, vol. 55, no. 1, pp. 245–248, Jan. 2007, doi: 10.1109/TAP.2006.888462.

[67] L. Hardell and M. Carlberg, "Mobile phones, cordless phones and the risk for brain tumours," *Int J Oncol*, vol. 35, no. 1, pp. 5– 17, 2009, doi: 10.3892/IJO_00000307.

[68] D. Aydin *et al.*, "Mobile phone use and brain tumors in children and adolescents: A multicenter case-control study," *J Natl Cancer Inst*, vol. 103, no. 16, pp. 1264–1276, Aug. 2011, doi: 10.1093/JNCI/DJR244,.

[69] S. Sadetzki *et al.*, "Cellular Phone Use and Risk of Benign and Malignant Parotid Gland Tumors--A Nationwide Case-Control Study," *Am J Epidemiol*, vol. 167, no. 4, pp. 457–467, Jan. 2008, doi: 10.1093/AJE/KWM325';

[70] *2015 2nd International Conference on Recent Advances in Engineering & Computational Sciences (RAECS)*. IEEE, 2015.

[71] A. K. Skrivervik and F. Merli, "Design Strategies for Implantable Antennas."

[72] K. S. Patil and E. Rufus, "A review on antennas for biomedical implants used for IoT based health

care," *Sensor Review*, vol. 40, no. 2, pp. 273–280, May 2020, doi: 10.1108/SR-01-2019-0020.

[73] T. Hikage, N. Tanaka, T. Nojima, T. Nagaoka, and S. Watanabe, "Experimental estimation of SAR enhancement due to two parallel implanted metal plates using a head phantom and thermograph," *MOBIHEALTH 2015 - 5th EAI International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - Transforming Healthcare through Innovations in Mobile and Wireless Technologies*, Dec. 2015, doi:10.4108/EAI.14-10 2015.2261662;CSUBTYPE:STRING:CON FERENCE.

[74] V. R. Rajan, A. Gilbert, P. Muthukumar, and T. Jarin, "A Review Study on the Impact of Electromagnetic Fields in the Development of the Brain," *Proceedings of the International Conference on Circuit Power and Computing Technologies, ICCPCT 2023*, pp. 1148–1154, 2023, doi: 10.1109/ICCPCT58313.2023.10244812.

[75] S. Kovar, I. Spano, G. Gatto, J. Valouch, and M. Adamek, "SAR evaluation of wireless antenna on implanted cardiac pacemaker," *J Electromagn Waves Appl*, vol. 31, no. 6, pp. 627–635, Apr. 2017, doi: 10.1080/09205071.2017.1301831.

[76] K. M. S. Thotahewa, J. M. Redoute, and M. R. Yuce, "Propagation, Power Absorption, and Temperature Analysis of UWB Wireless Capsule Endoscopy Devices Operating in the Human Body," IEEE Trans Microw Theory Tech, vol. 63, no. 11, pp. 3823–3833, Nov. 2015, doi: 10.1109/TMTT.2015.2482492.

[77] R. Makhmanazarov, I. Tseplyaev, S. Shipilov, and N. Krivova, "Estimation of SAR Average in Rats during 5G NR Chronic Exposure," *Applied Sciences (Switzerland)*, vol. 14, no. 1, Jan. 2024, doi: 10.3390/app14010208.

[78] A. M. Ali, M. A. Al Ghamdi, M. M. Iqbal, S. Khalid, H. Aldabbas1, and S. Saeed1, "Nextgeneration UWB antennas gadgets for human health doi: -10.1186/s13638-021-01906-6.

[79] A. F. Poaquiza Azogue and F. D. Yánez Vargas, "Diseño y análisis del SAR con una antena dipolo doblado en la banda 5G," 2023, Accessed: Jun. 27, 2025. [Online]. Available:http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/25971

Universidad LATINA de Panamá
SUMMUM DESIDERIUM SAPIENTIA

SEDE CENTRAL

FORMULARIO DE ENTREGA DE PROYECTO FINAL DE GRADUACIÓN

Nota: Llenar este formulario a máquina de escribir. Entregar este formulario junto con el Proyecto Final de Graduación y los Paz y Salvo

Por este medio, notifico que el Proyecto

Titulado: "Efectos del SAR producidos por antenas de dispositivos biomédicos implantables sobre los tejidos biológicos"

Correspondiente al estudiante: Liz Marie Gómez Castillo

De la carrera: Licenciatura en Ingeniería Biomédica e Instrumentación

Doy fe que he revisado y autorizado la entrega del Proyecto Final de Graduación (Documento Final), a Secretaría Académica, por reunir los requisitos y acatamientos exigidos por la Universidad Latina de Panamá y sugiere se le asigne la fecha para su defensa oral (sustentación).

Autorización del Director del Proyecto Final de Graduación:

Nombre del Profesor Director: Dr. Ernesto Ibarra

Firma de Autorización:

Teléfono: 6245-0000

Autorización del Profesor responsable del Curso Proyecto Final de Graduación:

Nombre del Profesor: Prof. Alfredo Lescher

Firma de Autorización:

Teléfono: 6126-3467

En caso de revisión de un Profesor de Español

Notifico que doy fe que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Nombre del Profesor de Español: Prof. Raquel Escala

Autorización:

Firma del Estudiante Liz Gómez C. Fecha de Entrega 10/08/2025

Recibido por _____ Fecha _____

ANEXO 4
Carta de revisión del Profesor de Español

Panamá, 10 de agosto del 2025

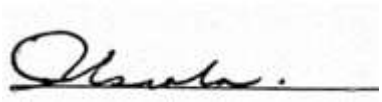
Señores:
UNIVERSIDAD LATINA DE PANAMÁ

E. S. D.

Estimados Señores:

La suscrita Raquel Escala con cédula de identidad personal 8-376-39 notifico haber revisado por solicitud del estudiante Liz Marie Gómez Castillo , con cédula de identidad personal número 4-819-1381, el proyecto final de graduación titulado “Impacto de la exposición a campos electromagnéticos por los teléfonos móviles en la motilidad espermática” y a su vez doy fe de que el documento cumple satisfactoriamente con todos los requisitos formales de ortografía y de redacción exigidos por el idioma español.

Atentamente,





REPÚBLICA DE PANAMÁ
TRIBUNAL ELECTORAL

Raquel Elida
Escala Diaz

NOMBRE USUAL:
FECHA DE NACIMIENTO: 27-MAY-1971
LUGAR DE NACIMIENTO: PANAMÁ, PANAMÁ
SEXO: F
TIPO DE SANGRE:
EXPEDIDA: 06-JUN-2019
EXPIRA: 06-JUN-2029

8-376-39



UNIVERSIDAD DE PANAMA

LA FACULTAD DE

Humanidades

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Diaz

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR AL TITULO DE

Licenciada en Humanidades
con Especialización en Español

Y EN CONSECUENCIA, SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMA A LOS tres
DIAS DEL MES DE Marzo DE MIL NOVECIENTOS noventa y siete

Secretario General
Diploma 54156
Identificación Personal 8-373-39


UNIVERSIDAD DE PANAMA

UNIVERSIDAD DE PANAMA

LA FACULTAD DE

Ciencias de la Educación

EN VIRTUD DE LA POTESTAD QUE LE CONFIEREN LA LEY Y EL ESTATUTO UNIVERSITARIO,
HACE CONSTAR QUE

Raquel Elida Escala Díaz

HA TERMINADO LOS ESTUDIOS Y CUMPLIDO CON LOS REQUISITOS
QUE LE HACEN ACREEDOR, CON ALTOS HONORES, AL TITULO DE

Profesora de Educación Media con Especialización en Español

Y EN CONSECUENCIA SE LE CONCEDE TAL GRADO CON TODOS LOS DERECHOS,
HONORES Y PRIVILEGIOS RESPECTIVOS, EN TESTIMONIO DE LO CUAL SE LE EXPIDE
ESTE DIPLOMA EN LA CIUDAD DE PANAMÁ, A LOS *diecinueve*
DÍAS DEL MES DE *junio* DEL AÑO DOS MIL *sieto*.

Diploma 148,376
Identificación Personal 8-376-39

Secretario General

Decano

Rector