

TRABAJO FIN DE GRADO



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

Escuela Politécnica Superior

Grado de Ingeniería en Tecnologías de Telecomunicación

Sistema Integrado de Recomendación Clínica para Tratamientos de Hipertermia Oncológica

Autor:

Cayetano Germán Gómez Aguado

Director:

Dr. Francisco J. Rodríguez Martínez

Murcia, junio de 2026



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

TRABAJO FIN DE GRADO

Escuela Politécnica Superior

*Grado de Ingeniería en Tecnologías de
Telecomunicación*

Sistema Integrado de Recomendación Clínica para
Tratamientos de Hipertermia Oncológica

Autor:

Cayetano Germán Gómez Aguado

Director:

Dr. Francisco J. Rodríguez Martínez

Murcia, junio de 2026

Listado de Abreviaturas

EM, Electromagnético / Electromagnética

SAR, Specific Absorption Rate (Tasa de Absorción Específica)

RMS, Root Mean Square (Valor eficaz)

S11, Parámetro de reflexión (Coeficiente de reflexión en el puerto 1)

PML, Perfectly Matched Layer

FIT, Finite Integration Technique

FDTD, Finite-Difference Time-Domain

CFL, Courant-Friedrichs-Lewy

ROI, Region of Interest (Región de Interés)

kNN, k-Nearest Neighbours

ÍNDICE

RESUMEN	17
1. INTRODUCCIÓN	21
1.1. Motivación	21
1.2. Problemática	22
1.3. Estructura de la Memoria	23
2. JUSTIFICACIÓN.....	27
2.1. Contexto y Relevancia del Problema	27
2.2. Justificación Social y Clínica	28
2.2.1. Necesidad Clínica de la Hipertermia Controlada	28
2.2.2. Seguridad y Planificación de la Terapia	29
2.3. Justificación Tecnológica	29
2.3.1. El Papel de la Ingeniería de Telecomunicaciones	29
2.3.2. Simulación Multifísica y medicina in-silico	30
2.3.3. Explotación de Datos y Sistemas de Recomendación	30
3. MARCO TEÓRICO	33
3.1. Fundamentos Físicos de la Hipertermia Oncológica.....	33
3.1.1. Definición y mecanismos de calentamiento	33
3.1.2. Control espacial del calentamiento	34
3.1.3. Necesidad de modelado multifísico	35
3.2. Fundamentos de Electromagnetismo Aplicados	36
3.2.1. Ecuaciones de Maxwell en medios materiales	36
3.2.2. Propagación y atenuación en medios con pérdidas.....	37
3.2.3. Transferencia de energía y densidad de potencia	38
3.3. Propiedades Electromagnéticas de los Tejidos	38
3.3.1. Naturaleza dieléctrica de los tejidos biológicos.....	39
3.3.2. Permitividad compleja y mecanismos de polarización	39

3.3.3.	Conductividad eléctrica y corrientes inducidas	40
3.3.4.	Dependencia en frecuencia, comparación entre tejidos y relevancia para hipertermia	40
3.4.	Dosimetría Electromagnética	42
3.4.1.	Concepto de Tasa de Absorción Específica (SAR).....	43
3.4.2.	Significado físico y unidades del SAR.....	45
3.4.3.	Relación entre SAR y calentamiento del tejido	46
3.4.4.	Alcance y limitaciones de la dosimetría basada en SAR	47
3.5.	Antenas de Campo Cercano.....	47
3.5.1.	Campo cercano Vs. campo lejano	48
3.5.2.	Tipologías de antenas de campo cercano	50
3.5.3.	Implicaciones para el diseño del aplicador	51
3.6.	Aplicadores Electromagnéticos.....	52
3.6.1.	Aplicador como sistema acoplado	52
3.6.2.	Interfaz aplicador-tejido y control de acoplamiento	52
3.6.3.	Enfoque adoptado en este trabajo	53
3.7.	Bolus de Agua como elemento Electromagnético.....	53
3.7.1.	Reducción del contraste dieléctrico y adaptación de impedancias	54
3.7.2.	Influencia sobre la distribución del campo eléctrico y del SAR ...	55
3.7.3.	Función térmica y estabilidad superficial	57
3.8.	Modelado Electromagnético Mediante Fantomas	57
3.8.1.	Fantomas basados en anatomía real (voxelizados).....	58
3.8.2.	Asignación de propiedades electromagnéticas.....	58
3.8.3.	Justificación del uso de fantomas multicapa idealizados	59
3.9.	Técnicas de Simulación Electromagnética Numérica	59
3.9.1.	Método empleado en CST: FIT y su relación con FDTD	60
3.9.2.	Estabilidad numérica, malla y precisión	61

3.9.3.	Modelado de materiales dispersivos	62
3.9.4.	Condiciones absorbentes (PML).....	62
3.9.5.	Excitación, magnitudes exportadas y cálculo de SAR	63
3.10.	Integración Electromagnética-Térmica	63
3.10.1.	De SAR a fuente térmica volumétrica	64
3.10.2.	Modelo biofísico de transferencia de calor	64
3.10.3.	Interpretación física de la relación EM-térmica.....	65
3.10.4.	Régimen transitorio y régimen cuasi-estacionario	66
3.10.5.	Alcance, hipótesis y justificación del modelo	66
3.11.	Métricas de Evaluación del Sistema.....	67
3.11.1.	Métricas de eficacia térmica	68
3.11.2.	Métricas de seguridad y selectividad.....	68
3.11.3.	Criterio global de evaluación	69
3.11.4.	Transición hacia la implementación	69
4.	OBJETIVOS.....	71
4.1.	Objetivo General	71
4.2.	Objetivos Específicos.....	71
5.	METODOLOGÍA	73
5.1.	Simulación Electromagnética (CST)	74
5.1.1.	Fundamentación Matemática y el Solver en el Dominio del Tiempo (FIT) 74	
5.1.2.	Modelado Dieléctrico del Fantoma Multicapa	75
5.1.3.	Arquitectura y Parametrización de la Antena de Ranura (Slot Antenna).....	76
5.1.4.	Discretización Espacial y Optimización de la Malla Computacional 80	
5.1.5.	Excitación y Análisis del parámetro de reflexión S_{11}	81
5.1.6.	Estudio Paramétrico y Justificación del Dataset	81

5.1.7.	Dosimetría Electromagnética (SAR) y Exportación Bidireccional	82
5.2.	Simulación Termodinámica y Biotransferencia de Calor (MATLAB) ..	82
5.2.1.	Fundamentación Matemática: La ecuación de Pennes	83
5.2.2.	Importación y Reescalado de la Fuente de Excitación (Q_{SAR})	84
5.2.3.	Asignación de Propiedades Térmicas y Condiciones de Contorno	84
5.2.4.	Resolución Numérica y Análisis Transitorio (FDTD)	85
5.2.5.	Extracción de Métricas y Protocolo de Verificación	86
5.3.	Arquitectura Computacional y Sistema de Recomendación (Python + SQLite).....	87
5.3.1.	Diseño de la Base de Datos (SQLite) y Naturaleza actual del Dataset	87
5.3.2.	Control de Integridad y Validación Clínica de Entradas	89
5.3.3.	Motor de recomendación basado en k-Nearest-Neighbours.....	90
5.3.4.	Capa de Interacción, Visualización y Persistencia Clínica (HYPERSED GUI).....	94
5.3.5.	Evaluación cuantitativa de configuraciones	95
6.	RESULTADOS	97
6.1.	Resultados de la Simulación Electromagnética	97
6.1.1.	Modelo Geométrico en CST y Parametrización	98
6.1.2.	Adaptación del Aplicador: Parámetro S_{11}	99
6.1.3.	Distribución Espacial del SAR.....	100
6.2.	Resultados del Modelado Térmico.....	102
6.2.1.	Distribución Térmica en Régimen Cuasi-Estacionario	102
6.2.2.	Métricas de Eficacia y Seguridad Térmica	104
6.2.3.	Validación del Informe Dosimétrico Automático	104
6.3.	Evaluación del Sistema de Recomendación	105
6.3.1.	Coherencia del Pipeline Completo.....	106

6.3.2.	Viabilidad del Motor de Recomendación.....	107
6.3.3.	Síntesis de Resultados	108
6.3.4.	Comparación Cuantitativa entre Configuraciones Simuladas ...	108
6.4.	Visualización de Resultados y Salida del Sistema HYPERSAD	109
6.4.1.	Funcionamiento del Motor de Recomendación (kNN)	110
6.4.2.	Coherencia y Estabilidad de las Recomendaciones	112
6.4.3.	Similitud, Confianza y Detección de Extrapolación	113
6.4.4.	Salidas Visibles del Sistema y Resultados Para el Usuario Final 116	
6.5.	Validación y Verificación	120
6.5.1.	Verificación Numérica	120
6.5.2.	Validación Física.....	121
6.5.3.	Validación Clínica	121
6.6.	Discusión de Resultados.....	122
6.6.1.	Qué ha sido Demostrado	122
6.6.2.	Qué Constituye una Prueba de Concepto	123
6.6.3.	Supuestos que limitan los resultados.....	123
7.	CONCLUSIONES	125
7.1.	Conclusiones Generales, Principales Logros y Cumplimiento de Objetivos.....	125
7.2.	Limitaciones del Proyecto	126
7.3.	Líneas de Trabajo Futuro.....	127
8.	REFLEXIÓN Y VALORACIÓN PERSONAL	129
9.	REFERENCIAS	131
10.	ANEXOS.....	133
10.1.	Anexo 1. Código MATLAB.....	133
10.2.	Anexo 2. Código Python.....	133

ÍNDICE DE ELEMENTOS GRÁFICOS

Índice de Figuras

Figura 1: Esquema conceptual de la interacción del campo EM con un modelo multicapa.....	42
Figura 2: Distribución conceptual de la absorción electromagnética en tejido.	42
Figura 3: Regiones de campo radiado en torno a una antena. Adaptado de [10].	49
Figura 4: Esquemático de un bolus de agua destinado a un aplicador de cabeza y cuello. Adaptado de [13].	55
Figura 5: Diagrama de flujo completo del pipeline HYPERSAD. Las fases 1-4 corresponden al bloque de simulación multifísica (CST y MATLAB); las fases 5-7 al bloque de inteligencia computacional (SQLite, kNN e HYPERSAD GUI)	73
Figura 6: Parámetros del caso base empleado para la validación del sistema	97
Figura 7: Vista lateral de la sección del modelo tridimensional aplicador-bolus-fantoma	98
Figura 8: Vista lateral completa del modelo tridimensional aplicador-bolus-fantoma	98
Figura 9: Curva del módulo de S_{11} en función de la frecuencia para el caso base	99
Figura 10: Distribución tridimensional del SAR calculada por CST	100
Figura 11: Corte transversal del SAR normalizado (array virtual de 2 aplicadores) obtenido en MATLAB. La concentración de energía en la región tumoral valida la coherencia entre la simulación CST y el modelo térmico.....	101
Figura 12: Distribución de temperatura en el fantoma multicapa tras 20 minutos de tratamiento ($P_{in} = 1W$). La región tumoral alcanza 44,42 °C (dentro de la ventana terapéutica 40–45 °C) mientras el tejido sano periférico permanece en 37–39 °C.	103
Figura 13: Command Window en el que se especifica el informe dosimétrico	105
Figura 14: Visualización del espacio anatómico músculo–grasa generada por HYPERSAD para un mismo perfil anatómico con $k = 1$	111
Figura 15: Visualización del espacio anatómico músculo–grasa generada por HYPERSAD para un mismo perfil anatómico con $k = 3$	111

Figura 16: Visualización del espacio anatómico músculo–grasa generada por HYPERSAD para un mismo perfil anatómico con $k = 5$	112
Figura 17: Visualización del espacio anatómico músculo–grasa generada por HYPERSAD para un caso con alta similitud.....	114
Figura 18: Visualización de la recomendación generada por HYPERSAD para un caso con alta similitud.	114
Figura 19: Visualización del espacio anatómico músculo–grasa generada por HYPERSAD para un caso situado en una región periférica del espacio de experiencia	115
Figura 20: Visualización de la recomendación generada por HYPERSAD para un caso situado en una región periférica del espacio de experiencia	115
Figura 21: Interfaz completa HYPERSAD	117
Figura 22: HTML generado con HYPERSAD	118
Figura 23: Historial Clínico HYPERSAD.....	119

Índice de Tablas

Tabla 1: Propiedades electromagnéticas y térmicas asignadas a cada capa del fantoma multicapa. Valores aproximados para 915 MHz y 37°C, basados en [6]	59
Tabla 2: Decisiones de diseño del motor kNN y justificación de cada elección. IDW ² : Inverse Distance Weighting con ponderación cuadrática.	93
Tabla 3: Métricas de calidad del caso base y verificación del cumplimiento de criterios clínicos.....	104
Tabla 4: Síntesis de resultados del pipeline HYPERSAD para el caso base.	108
Tabla 5: Comparación de las cuatro configuraciones con simulación multifísica completa. L_{slot} : longitud efectiva de ranura; t_g : espesor de grasa subcutánea; P_T : profundidad tumoral; Efic. transf.: eficiencia de transferencia de potencia al tejido $(1 - S_{11} ^2)$	109

RESUMEN

La hipertermia oncológica es una técnica terapéutica coadyuvante que consiste en la elevación controlada de la temperatura del tejido tumoral con el objetivo de potenciar la eficacia de tratamientos convencionales como la radioterapia y la quimioterapia. No obstante, su aplicación clínica presenta desafíos significativos relacionados con el control espacial del calentamiento, la seguridad del paciente y la necesidad de planificación personalizada del tratamiento.

En este Trabajo Fin de Grado se presenta el diseño y desarrollo de un sistema integrado de simulación multifísica y recomendación clínica para tratamientos de hipertermia por microondas. Como punto de partida, se diseña desde cero un aplicador electromagnético basado en una antena de ranura, concebido específicamente para operar en régimen de campo cercano sobre tejido biológico. La antena incorpora una ranura adaptable mediante una pestaña móvil, lo que permite modificar su apertura de forma milimétrica y ajustar dinámicamente la sintonía y el acoplamiento electromagnético en función del perfil anatómico del paciente.

El comportamiento electromagnético del aplicador se evalúa mediante simulaciones en CST Studio Suite sobre fantomas multicapa, obteniendo distribuciones de Tasa de Absorción Específica (SAR). Dichos resultados se integran en un modelo térmico basado en la ecuación biofísica de Pennes, permitiendo predecir la distribución de temperatura en el tejido. Finalmente, los resultados electromagnéticos y térmicos se estructuran en una base de datos relacional y se integran en un sistema de recomendación basado en un algoritmo de vecinos más cercanos (kNN), capaz de sugerir configuraciones óptimas y seguras del aplicador. El sistema desarrollado constituye una herramienta computacional de apoyo a la planificación personalizada de tratamientos de hipertermia oncológica.

Palabras claves: hipertermia oncológica, antena de ranura, diseño electromagnético, SAR, modelado térmico, sistemas de recomendación.

ABSTRACT

Oncological hyperthermia is a complementary therapeutic technique that aims to raise tumour tissue temperature in a controlled manner in order to enhance the effectiveness of conventional treatments such as radiotherapy and chemotherapy. However, its clinical application involves significant challenges related to spatial heating control, patient safety, and individualized treatment planning.

This Bachelor's Thesis presents the design and development of an integrated multiphysics simulation and clinical recommendation system for microwave hyperthermia treatments. As a core contribution, a slot antenna applicator is designed from scratch, specifically tailored for near-field operation over biological tissue. The antenna features an adjustable slot implemented through a movable tuning tab, enabling millimeter-scale modification of the slot aperture to dynamically tune resonance and electromagnetic coupling according to patient-specific anatomical conditions.

The electromagnetic behaviour of the applicator is evaluated using CST Studio Suite on multilayer tissue phantoms, generating Specific Absorption Rate (SAR) distributions that are subsequently integrated into a thermal model based on Pennes' bioheat equation to predict tissue temperature. The resulting electromagnetic and thermal data are stored in a relational database and incorporated into a k-nearest neighbours (kNN)–based recommendation system capable of suggesting optimal and safe applicator configurations. The proposed framework provides a computational decision-support tool for personalized planning of oncological hyperthermia treatments.

Keywords: oncological hyperthermia, slot antenna, electromagnetic design, SAR, thermal modelling, recommendation systems.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Motivación

La hipertermia oncológica se ha consolidado como una modalidad terapéutica coadyuvante de gran potencial, cuyo objetivo principal es elevar la temperatura del tejido tumoral hasta un rango terapéutico de entre 40 °C y 45 °C. Este incremento térmico no solo produce un daño directo en las células cancerosas, sino que aumenta la eficacia de tratamientos convencionales como la radioterapia y la quimioterapia.

Sin embargo, la aplicación clínica de esta técnica presenta desafíos críticos de ingeniería que motivan el presente trabajo:

- **Complejidad de la interacción EM-Tejido:** La propagación de microondas en medios biológicos es altamente dependiente de las propiedades dieléctricas de cada tejido (piel, músculo o grasa), las cuales varían según el paciente.
- **Gestión de la seguridad térmica:** Uno de los mayores riesgos es la aparición de “hot spots” o puntos calientes fuera del área objetivo, lo que puede provocar quemaduras graves en la piel o daños en tejidos sanos adyacentes.
- **Necesidad de planificación personalizada:** Actualmente, existe una brecha entre la simulación electromagnética y la toma de decisiones en tiempo real en la clínica. No es suficiente con obtener mapas de energía (SAR); es de gran importancia traducir esos datos en métricas de temperatura y criterios de seguridad claros.

Este proyecto nace de la necesidad de sistematizar este proceso mediante un “Pipeline integrado”. Al conectar herramientas de simulación electromagnética avanzada como CST con modelos térmicos en MATLAB y motores de recomendación en Python, se busca transformar la simulación en una herramienta de decisión reproducible. La motivación final es poder brindar un sistema que, basándose en la anatomía específica del paciente, recomiende la

configuración del aplicador que maximice la eficacia de la terapia garantizando, como prioridad, la seguridad del paciente.

1.2. Problemática

La aplicación de microondas en medios con pérdidas plantea un conjunto de desafíos importantes desde el punto de vista de la ingeniería electromagnética y térmica. En concreto, cuando la transferencia de energía electromagnética (EM) se produce en entornos no homogéneos, como los formados por capas con diferentes propiedades dieléctricas, la distribución espacial del campo eléctrico y de la potencia absorbida se ve fuertemente condicionada por la geometría del sistema, la frecuencia de operación y el diseño del aplicador electromagnético.

En este contexto, el diseño de aplicadores de microondas capaces de concentrar la energía en una región específica y, simultáneamente, limitar la absorción no deseada en zonas adyacentes, constituye un problema complejo. La interacción entre el sistema radiador y el medio con pérdidas puede dar lugar a desadaptaciones de impedancia, reflexiones significativas y distribuciones de campo altamente no uniformes, lo que dificulta el control preciso de la energía depositada.

Del mismo modo, la evaluación del impacto térmico asociado a la absorción de energía electromagnética representa un reto adicional. Magnitudes habitualmente utilizadas en el análisis electromagnético, como el campo eléctrico o la Tasa de Absorción Específica (SAR), permiten cuantificar la potencia absorbida por unidad de masa, pero no constituyen por sí solas un criterio suficiente para evaluar la idoneidad de una configuración de aplicador. La interpretación aislada de mapas SAR no garantiza un control efectivo del calentamiento ni permite establecer comparaciones objetivas entre distintas configuraciones bajo criterios homogéneos de eficacia y seguridad. En consecuencia, prima la necesidad de integrar estas magnitudes dentro de un marco estructurado que traduzca la información electromagnética en métricas térmicas cuantificables y comparables, facilitando así una evaluación sistemática de cada escenario simulado.

En consecuencia, la problemática identificada no se limita al diseño electromagnético del aplicador ni al modelado térmico del tejido de forma independiente, sino que reside en la ausencia de un entorno integrado que permita generar, estructurar y comparar sistemáticamente múltiples configuraciones bajo criterios físicos y térmicos homogéneos. En la práctica, los resultados de simulación suelen analizarse como estudios aislados, lo que dificulta su reutilización, la evaluación comparativa y la toma de decisiones fundamentadas. La falta de un marco computacional que transforme los datos obtenidos en información estructurada y reproducible conforma, por tanto, una limitación relevante en el proceso de planificación basada en simulación.

Este trabajo surge precisamente para abordar dicha carencia mediante el desarrollo de un pipeline multifísico y computacional que permita convertir la simulación en una herramienta de apoyo a la decisión.

1.3. Estructura de la Memoria

El presente Trabajo Fin de Grado se organiza de manera que se pueda seguir de forma lógica el flujo completo desde los fundamentos teóricos hasta la implementación y validación del sistema de recomendación para tratamientos de hipertermia oncológica. A continuación, se describe la estructura de cada capítulo:

Capítulo 1. Introducción: Se presentan la motivación y problemática del TFG. Este capítulo contextualiza la importancia clínica y tecnológica de la hipertermia oncológica y establece las metas generales y específicas que guiarán todo el proyecto.

Capítulo 2. Justificación: Expone la relevancia social, clínica y tecnológica del proyecto. Se argumenta la necesidad de desarrollar herramientas basadas en simulación multifísica que permitan optimizar la eficacia terapéutica y garantizar la seguridad del paciente. Además, se subraya la contribución de la ingeniería de telecomunicación en la mejora de los tratamientos médicos.

Capítulo 3. Marco Teórico: Se describen los fundamentos científicos y técnicos necesarios para abordar el diseño y simulación de aplicadores de microondas. Incluye:

- Principios de hipertermia oncológica y mecanismos de calentamiento.
- Fundamentos de electromagnetismo y propiedades dieléctricas de los tejidos.
- Dosimetría electromagnética mediante la Tasa de Absorción Específica (SAR).
- Principios de diseño de antenas y aplicadores de campo cercano.
- Modelado térmico y ecuación de Bioheat de Pennes.
- Técnicas de simulación numérica y postprocesado de resultados.
- Bases de datos técnicas y sistemas de recomendación.

Capítulo 4. Objetivos: Se desarrollan tanto los objetivos generales como específicos que rodean todo el proyecto y motivan su realización.

Capítulo 5. Metodología: En este capítulo se describe la metodología seguida para el desarrollo del trabajo, detallando el proceso de modelado electromagnético y térmico, el flujo de simulación empleado, la extracción y tratamiento de los datos, así como el diseño e implementación del sistema de recomendación propuesto.

Capítulo 6. Resultados: Este capítulo presenta los resultados obtenidos a partir de las simulaciones realizadas y de la aplicación del sistema de recomendación, analizando las distribuciones electromagnéticas y térmicas, así como el comportamiento y rendimiento del sistema desarrollado.

Capítulo 7. Conclusiones: En este capítulo se exponen las conclusiones principales del trabajo, relacionándolas con los objetivos planteados inicialmente, y se resumen las aportaciones realizadas, así como las posibles líneas de trabajo futuro.

Capítulo 8. Reflexión y valoración personal: Finalmente, se incluye una reflexión personal en la que se expone la experiencia adquirida durante la realización del Trabajo Fin de Grado, los conocimientos técnicos y competencias desarrolladas, así como una valoración global del trabajo realizado.

2. JUSTIFICACIÓN

La realización del presente Trabajo Fin de Grado se fundamenta en la necesidad de abordar, desde el punto de vista de la ingeniería, algunos de los principales desafíos asociados a la aplicación clínica de la hipertermia oncológica mediante microondas. Esta técnica terapéutica, también conocida como Termoterapia, utilizada de modo complementario a la radioterapia y quimioterapia, presenta un elevado potencial clínico, pero su eficacia y seguridad dependen de un control preciso de la energía electromagnética depositada en el tejido.

En este contexto, la Ingeniería de Telecomunicaciones desempeña un papel clave, al brindar las herramientas necesarias para el diseño, análisis y optimización de sistemas electromagnéticos complejos. La combinación de simulación multifísica, modelado computacional y análisis sistemático de datos permite avanzar hacia enfoques de planificación terapéutica más rigurosos, reproducibles y personalizados. Este capítulo expone la justificación del trabajo desde una doble perspectiva: Social y clínica, por un lado, y tecnológica, por otro, poniendo de manifiesto la relevancia del proyecto y su alineación con los retos actuales de la medicina moderna.

2.1. Contexto y Relevancia del Problema

El tratamiento del cáncer continúa siendo uno de los principales retos que enfrentan los sistemas sanitarios alrededor del mundo. A pesar de los avances logrados en las últimas décadas, muchas de las terapias oncológicas siguen enfrentándose a limitaciones relacionadas con la eficacia del tratamiento y los efectos adversos sobre los tejidos sanos. En este escenario, la hipertermia oncológica ha emergido como una técnica coadyuvante capaz de mejorar la respuesta tumoral por medio de la elevación controlada de la temperatura del tejido afectado.

Múltiples centros hospitalarios y grupos clínicos especializados han puesto de manifiesto que la hipertermia no debe considerarse una alternativa a los tratamientos convencionales, sino un esfuerzo terapéutico que actúa de manera sinérgica con estos. En este sentido, se ha destacado que la hipertermia

oncológica, cuando se combina con radioterapia, quimioterapia o inmunoterapia, puede mejorar de forma significativa de los resultados clínicos, aumentando la sensibilidad de las células tumorales a dichos tratamientos [1].

Sin embargo, la aplicación práctica de la hipertermia plantea dificultades significativas. La generación de calor mediante campos electromagnéticos en medios biológicos heterogéneos desemboca en distribuciones complejas de energía y temperatura, difíciles de predecir y controlar sin el apoyo de herramientas avanzadas de análisis. Esta situación justifica la necesidad de enfoques basados en simulación que permitan evaluar el comportamiento del sistema antes de su aplicación clínica, reduciendo riesgos y mejorando la toma de decisiones.

2.2. Justificación Social y Clínica

2.2.1. Necesidad Clínica de la Hipertermia Controlada

A nivel clínico, la hipertermia ha demostrado su capacidad para sensibilizar las células tumorales a la radiación y a determinados agentes quimioterapéuticos, elevando la eficacia global del tratamiento. Este efecto, ampliamente documentado tanto en la literatura como en la práctica clínica, depende de la capacidad de alcanzar y mantener un rango terapéutico de temperatura adecuado en el volumen tumoral durante el tiempo necesario.

No obstante, lograr este objetivo de manera reproducible resulta complejo como resultado de la variabilidad anatómica del paciente y las diferencias en las propiedades térmicas y dieléctricas de los tejidos. Un aplicador electromagnético puede producir distribuciones de temperatura muy distintas en función de la geometría del paciente, la localización del tumor o las condiciones de refrigeración superficial. Esta variabilidad refuerza la necesidad de estrategias de planificación individualizadas, capaces de anticipar el comportamiento térmico del sistema antes de la aplicación del tratamiento.

2.2.2. Seguridad y Planificación de la Terapia

La seguridad del paciente constituye uno de los aspectos más críticos y delicados en la aplicación de la hipertermia oncológica. La aparición de zonas de sobrecalentamiento, conocidas como *hot spots*, puede provocar quemaduras cutáneas o daños en tejidos sanos, limitando la aceptación clínica de la técnica y comprometiendo, de esta manera, la continuidad del tratamiento.

La planificación terapéutica a priori mediante simulación electromagnética y térmica permite identificar configuraciones potencialmente peligrosas antes de su uso clínico. La evaluación virtual de distintas configuraciones del aplicador, frecuencias de operación y condiciones de enfriamiento reduce la probabilidad de aparición de estos efectos adversos y contribuye positivamente a una aplicación más segura de la terapia.

Desde una perspectiva social, el desarrollo de este tipo de herramientas se traduce en tratamientos más fiables, una reducción de complicaciones y una optimización de los recursos sanitarios. Asimismo, facilita una medicina más preventiva y personalizada, en línea con los principios actuales de la atención sanitaria basada en la evidencia.

2.3. Justificación Tecnológica

2.3.1. El Papel de la Ingeniería de Telecomunicaciones

El diseño de aplicadores de microondas para hipertermia oncológica constituye un problema principalmente ingenieril, en el que intervienen conceptos fundamentales de la ingeniería de telecomunicaciones. La propagación de ondas electromagnéticas en medios con pérdidas, la adaptación de impedancias, el control del campo cercano y la distribución espacial de la potencia absorbida son aspectos directamente relacionados con el electromagnetismo aplicado.

La formación en ingeniería de telecomunicaciones brinda las herramientas teóricas y prácticas necesarias para analizar estos fenómenos de forma rigurosa y exhaustiva. El uso de simuladores electromagnéticos de alta fidelidad permite estudiar la interacción entre aplicador y tejido con un nivel de

detalle difícilmente alcanzable por medio de métodos experimentales convencionales.

2.3.2. Simulación Multifísica y medicina in-silico

Uno de los elementos diferenciadores de este proyecto es la integración de la simulación electromagnética con el modelado térmico, lo que permite abordar el problema desde una perspectiva multifísica. La traducción de magnitudes electromagnéticas, como las Tasas de Absorción Específicas (SAR), en variables térmicas clínicamente relevantes constituye un paso esencial para evaluar la eficacia y seguridad del tratamiento.

Este enfoque se enmarca en el paradigma de la medicina in-silico, en el que los modelos computacionales avanzados se usan para analizar y optimizar procedimientos médicos. La aplicación de este modelo en el ámbito de la hipertermia oncológica permite explorar un amplio espacio de configuraciones terapéuticas sin riesgo para el paciente, reduciendo costes, tiempos de desarrollo e incrementando la robustez del diseño.

2.3.3. Explotación de Datos y Sistemas de Recomendación

El elevado volumen de datos generados por las simulaciones electromagnéticas y térmicas plantea la necesidad de mecanismos eficaces para su gestión y explotación. En este trabajo, la estructuración de los resultados en una base de datos técnica y el uso de algoritmos de recomendación permiten transformar datos numéricos en información útil para la toma de decisiones.

Este enfoque supone un avance respecto a metodologías tradicionales basadas en simulaciones aisladas o ajustes empíricos, introduciendo criterios objetivos de comparación y selección de configuraciones. La incorporación de técnicas de análisis de datos y aprendizaje automático refuerza el carácter innovador y ambicioso del proyecto y demuestra la aplicabilidad de herramientas propias de la ingeniería moderna a problemas reales del ámbito sanitario.

En respuesta a los desafíos identificados, este Trabajo Fin de Grado plantea un enfoque basado en la simulación electromagnética y térmica como herramienta de apoyo a la planificación de tratamientos de hipertermia

oncológica. La integración de modelos físicos y la explotación sistemática de los datos generados permite avanzar hacia soluciones más seguras, eficaces, reproducibles y adaptadas a las características del paciente, poniendo de manifiesto la aportación de la ingeniería de telecomunicaciones en este ámbito.

3. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se establecen los fundamentos teóricos y el estado del arte necesarios para abordar el diseño y simulación de aplicadores de microondas. Se comienza describiendo los principios físicos de la hipertermia oncológica y la interacción de los campos electromagnéticos con los tejidos biológicos.

3.1. Fundamentos Físicos de la Hipertermia Oncológica

3.1.1. *Definición y mecanismos de calentamiento*

La hipertermia oncológica es una modalidad terapéutica complementaria que consiste en la elevación controlada de la temperatura del tejido tumoral hasta valores típicamente comprendidos entre 40 °C y 45 °C, con el objetivo de potenciar la eficacia de los tratamientos oncológicos convencionales, como pueden ser la radioterapia, quimioterapia o inmunoterapia. A diferencia de las técnicas ablativas, la hipertermia no persigue la destrucción inmediata del tejido objetivo mediante necrosis térmica, sino la inducción de efectos biológicos subletales que aumentan la susceptibilidad de las células tumorales frente a otros agentes terapéuticos [2].

Desde el punto de vista biológico, el incremento moderado de la temperatura altera la homeostasis celular, afectando a la estabilidad estructural de las proteínas, la permeabilidad de las membranas celulares y los mecanismos de reparación del ADN. Las células tumorales presentan, en general, una mayor sensibilidad térmica que el tejido sano adyacente debido a su elevada tasa metabólica, a la presencia frecuente de hipoxia y una vascularización irregular y desorganizada que limita la disipación del calor [3].

Uno de los efectos más relevantes de la hipertermia es su capacidad para inhibir los procesos de reparación del ADN inducidos por radiación ionizante. Este fenómeno explica su marcado carácter radiosensibilizador, ya que el daño genético producido durante la radioterapia persiste por más tiempo, incrementando la probabilidad de muerte celular. De forma análoga, la hipertermia puede potenciar la acción de determinados fármacos

quimioterápicos al mejorar la perfusión tumoral y aumentar la permeabilidad celular, facilitando así la penetración del fármaco en el tejido diana.

A nivel tisular, la elevación controlada y moderada de la temperatura induce cambios hemodinámicos significativos. En rangos térmicos moderados se puede observar un aumento notable del flujo sanguíneo y de la oxigenación tumoral, contribuyendo a reducir la hipoxia, uno de los principales factores de resistencia a la radioterapia. No obstante, exposiciones prolongadas o temperaturas más elevadas pueden provocar el colapso vascular localizado, reforzando el efecto citotóxico sobre el tumor [2].

3.1.2. *Control espacial del calentamiento*

El principal reto físico de la hipertermia oncológica radica en lograr un calentamiento lo suficientemente elevado y homogéneo en el volumen tumoral, minimizando al mismo tiempo la deposición de energía en los tejidos sanos circundantes. Este requisito impone la necesidad de un control espacial preciso del calentamiento, condicionado tanto por las características del aplicador electromagnético como por la interacción de los campos con los tejidos biológicos.

La distribución espacial de la temperatura depende de múltiples factores, entre los que destacan la geometría y localización del tumor, la heterogeneidad de las propiedades electromagnéticas de los distintos tejidos y los mecanismos fisiológicos de dispersión térmica, principalmente el flujo sanguíneo. Como consecuencia, el calentamiento real suele diferir del comportamiento idealizado, resultando en la aparición de gradientes térmicos complejos y, en algunos casos, a la aparición de puntos calientes (Hot Spots) no deseados en regiones superficiales o profundas.

Para suprimir estos efectos, los sistemas clínicos de hipertermia incorporan técnicas de conformación del campo electromagnético, control de fase y amplitud en arreglos de aplicadores, además de elementos auxiliares diseñados para modificar las condiciones electromagnéticas y térmicas de la interfaz con el paciente. El objetivo último es maximizar la selectividad espacial

del calentamiento y garantizar la seguridad del tratamiento, evitando daños térmicos en órganos críticos o en la piel.

3.1.3. *Necesidad de modelado multifísico*

La complejidad inherente a la hipertermia oncológica, derivada de la interacción simultánea de fenómenos electromagnéticos, térmicos y fisiológicos, hace imprescindible el uso de herramientas de modelado multifísico para su análisis y optimización. La caracterización experimental por sí sola resulta insuficiente para describir con precisión la distribución espacial de la energía absorbida y la evolución temporal de la temperatura en el interior de los tejidos.

El modelado multifísico permite integrar, en un marco coherente, la propagación de los campos electromagnéticos, la conversión de energía electromagnética en calor y los mecanismos de transporte térmico en medios biológicos. Estas herramientas son fundamentales para la planificación del tratamiento, la evaluación de distintas configuraciones de aplicadores y la personalización de la terapia en función de las características anatómicas y fisiológicas del paciente.

En este contexto, la simulación numérica se ha consolidado como un elemento clave en el desarrollo de sistemas modernos de hipertermia, proporcionando una base cuantitativa para la dosimetría, el control del calentamiento y la integración con otros tratamientos oncológicos. Los fundamentos electromagnéticos y térmicos necesarios para estos modelos se desarrollarán de forma progresiva en los apartados siguientes.

3.2. Fundamentos de Electromagnetismo Aplicados

El comportamiento de los aplicadores de microondas usados en esta tipología de terapia se describe mediante las ecuaciones de Maxwell en medios materiales, que relacionan los campos eléctrico y magnético con las propiedades constitutivas del medio y permiten analizar tanto la propagación de ondas electromagnéticas como la transferencia de energía asociada [4]. En este contexto, el interés no reside en la radiación en espacio libre, sino la interacción entre el campo electromagnético generado por el aplicador y un medio material con pérdidas, donde la disipación de energía constituye el fenómeno de interés principal.

El análisis electromagnético en este tipo de aplicaciones debe considerar explícitamente la presencia de conductividad eléctrica y parámetros materiales finitos, ya que estos determinan tanto la atenuación de la onda como la conversión de energía electromagnética en calor. Por tanto, resulta esencial establecer el marco teórico que conecta la propagación en medio materiales con la densidad de potencia absorbida, base sobre la que se desarrollan posteriormente los conceptos de dosimetría electromagnética.

3.2.1. Ecuaciones de Maxwell en medios materiales

En un medio lineal, isótropo y homogéneo, las ecuaciones de Maxwell en el dominio del tiempo pueden expresarse como [4]:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (4)$$

Donde $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$, $\vec{B} = \mu \vec{H}$ y $\vec{J} = \sigma \vec{E}$.

Marco Teórico

En el régimen sinusoidal estacionario empleado en la simulación electromagnética, estas ecuaciones pueden formularse en el dominio frecuencial, lo que permite describir el comportamiento del sistema mediante magnitudes complejas. La inclusión del término de conducción eléctrica resulta esencial en medios con pérdidas, ya que introduce disipación energética y modifica la constante de propagación de la onda.

Este marco conforma la base teórica de las simulaciones realizadas mediante herramientas de cálculo electromagnético, en las que se resuelve numéricamente el campo eléctrico y magnético en presencia de geometrías y materiales complejos.

3.2.2. *Propagación y atenuación en medios con pérdidas*

En un medio material con conductividad eléctrica no nula, la propagación de una onda electromagnética se caracteriza por una constante de propagación compleja:

$$\gamma = \alpha + j\beta \quad (5)$$

Donde α representa la constante de atenuación y β la constante de fase. La presencia de pérdidas implica que la amplitud del campo decrece exponencialmente con la distancia recorrida, como consecuencia de la conversión de energía electromagnética en energía térmica en el medio [4], [5].

Este fenómeno limita la profundidad efectiva de penetración de la energía electromagnética y condiciona el diseño de sistemas en los que se pretende depositar energía de forma localizada.

Asimismo, cuando una onda incide sobre una interfaz entre dos medios con propiedades electromagnéticas diferentes, se producen fenómenos de reflexión y transmisión gobernados por las condiciones de contorno derivadas de las ecuaciones de Maxwell. En aplicaciones de hipertermia, estas discontinuidades aparecen en las transiciones entre aplicador, bolus y tejido, afectando tanto al acoplamiento electromagnético como a la distribución espacial del campo.

3.2.3. *Transferencia de energía y densidad de potencia*

La transferencia de energía electromagnética se describe mediante el vector de Poynting,

$$\vec{S} = \vec{E} \times \vec{H} \quad (6)$$

Que representa la densidad de flujo de potencia electromagnética transportada por la onda [4].

En medios con pérdidas, parte de esta energía se transforma en calor debido a las corrientes inducidas por el campo eléctrico. En régimen sinusoidal estacionario, la densidad de potencia disipada por unidad de volumen se puede expresar como:

$$\rho = \sigma |E|^2 \quad (7)$$

Donde σ es la conductividad eléctrica del medio y $|E|$ el valor eficaz del campo eléctrico. Esta relación establece el vínculo fundamental entre el campo eléctrico obtenido mediante simulación electromagnética y la potencia absorbida localmente, constituyendo la base conceptual para la definición posterior de la Tasa de Absorción Específica (SAR) [5].

3.3. **Propiedades Electromagnéticas de los Tejidos**

Los tejidos biológicos presentan un comportamiento electromagnético significativamente distinto al de los dieléctricos ideales empleados habitualmente en aplicaciones de telecomunicación. Su elevado contenido en agua, la presencia de iones libres y la compleja estructura celular determinan una respuesta dependiente de la frecuencia y caracterizada por pérdidas apreciables [6]. Estas propiedades condicionan tanto la propagación de las microondas en el interior del organismo como la distribución espacial de la energía absorbida.

En aplicaciones de hipertermia por microondas, el conocimiento preciso de las propiedades electromagnéticas del tejido resulta de vital importancia, ya que determina el grado de acoplamiento con el aplicador, la profundidad de penetración de la onda y la eficiencia en la deposición de energía.

3.3.1. *Naturaleza dieléctrica de los tejidos biológicos*

Desde el punto de vista electromagnético, los tejidos pueden modelarse como medios dieléctricos con pérdidas. El elevado porcentaje de agua presente en la mayoría de tejidos blandos provoca que su comportamiento esté dominado por mecanismos de polarización dipolar, mientras que la presencia de iones en solución contribuye a la conductividad eléctrica efectiva.

A diferencia de los materiales dieléctricos ideales, los tejidos presentan simultáneamente capacidad de almacenamiento de energía eléctrica y disipación significativa, lo que se traduce en una atenuación progresiva de la onda electromagnética a medida que penetra en el medio [6]. Este comportamiento explica por qué las microondas no se propagan indefinidamente en el tejido, sino que experimentan absorción y pérdida de intensidad.

3.3.2. *Permitividad compleja y mecanismos de polarización*

El comportamiento electromagnético de los tejidos se describe mediante la permitividad compleja:

$$\varepsilon^* = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (8)$$

Donde ε' representa la capacidad del medio para almacenar energía eléctrica y ε'' representan las pérdidas dieléctricas asociadas a procesos de relajación molecular y conducción efectiva.

En el rango de frecuencias empleado en hipertermia por microondas, la rotación dipolar de las moléculas de agua constituye uno de los principales mecanismos de absorción. Bajo la acción de un campo eléctrico alterno, los dipolos eléctricos tienden a alinearse con el campo aplicado; sin embargo, la inercia molecular y los procesos de relajación provocan un desfase entre el campo y la polarización, generando disipación de energía en forma de calor [6].

Además de la polarización dipolar, pueden intervenir mecanismos de polarización interfacial asociados a la estructura celular, lo que contribuye al comportamiento dispersivo observado en el espectro dieléctrico de los tejidos biológicos.

3.3.3. *Conductividad eléctrica y corrientes inducidas*

La conductividad eléctrica de los tejidos está asociada al movimiento de cargas libres, principalmente iones presentes en los fluidos intra y extracelulares. Cuando se aplica un campo eléctrico alterno, estas cargas experimentan desplazamientos oscilatorios que generan corrientes de conducción.

Estas corrientes son responsables de una parte significativa de la disipación energética en el rango de microondas, especialmente en tejidos con alto contenido acuoso[6]. La combinación de conductividad eléctrica y elevada permitividad explica por qué la interacción electromagnética en tejido está dominada por el campo eléctrico, ya que es este el que induce directamente los mecanismos de polarización y conducción responsables de la absorción energética.

3.3.4. *Dependencia en frecuencia, comparación entre tejidos y relevancia para hipertermia*

Las propiedades electromagnéticas de los tejidos presentan una marcada dependencia con la frecuencia y con su composición estructural [6]. En el rango típico de hipertermia por microondas (400-1000MHz), los tejidos blandos con un alto contenido en agua, como el músculo o determinados tumores altamente vascularizados, presentan valores elevados de permitividad relativa y conductividad.

En el rango de frecuencias empleado en hipertermia por microondas, predominan los mecanismos asociados a la relajación dipolar del agua, lo que explica la elevada permitividad relativa y la significativa conductividad efectiva observada en tejidos con un contenido hídrico elevado.

En términos comparativos, esto implica que, ante una misma distribución de campo eléctrico, estos tejidos tienden a absorber mayor potencia electromagnética por unidad de volumen que tejidos con bajo contenido acuoso, como la grasa subcutánea. La grasa, caracterizada por menor conductividad y menor permitividad, muestra una absorción significativamente inferior bajo condiciones equivalentes.

Marco Teórico

Desde un punto de vista formal, la variación en frecuencia de la permitividad compleja puede modelarse mediante formulaciones paramétricas como el modelo de Debye o su generalización de ColeCole, ampliamente aceptados en bioelectromagnetismo [6]. En su forma general, la permitividad compleja puede expresarse como:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_k \frac{\Delta\varepsilon_k}{1 + (j\omega\tau_k)^{1-\alpha_k}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_0} \quad (9)$$

Donde:

- ε_∞ es la permitividad en el límite de alta frecuencia.
- $\Delta\varepsilon_k$ representa la magnitud de cada proceso de relajación dipolar.
- τ_k es el tiempo de relajación dipolar asociado.
- α_k introduce la dispersión no ideal.
- σ_s recoge la contribución de la conductividad estática.

Por tanto, bajo un mismo campo aplicado, la potencia absorbida puede variar notablemente entre capas tisulares, generando distribuciones espaciales no uniformes de energía. Esta diferencia resulta especialmente relevante en aplicaciones de hipertermia, donde el objetivo es concentrar el calentamiento en el volumen tumoral minimizando la absorción en tejidos sanos adyacentes.

La correcta caracterización de estas propiedades y su incorporación en el modelo electromagnético constituyen un paso previo imprescindible para la evaluación dosimétrica desarrollada en el siguiente apartado.

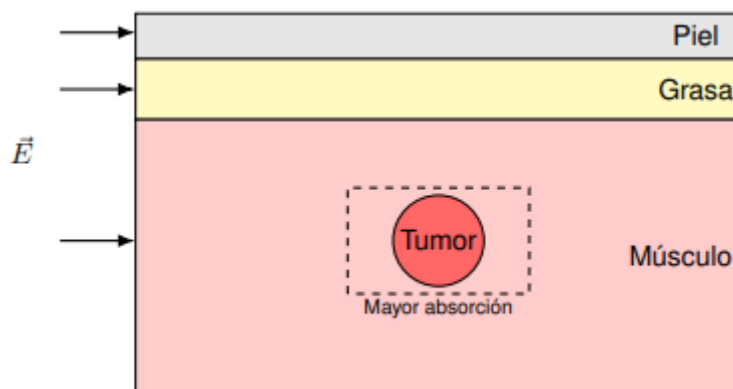


Figura 1: Esquema conceptual de la interacción del campo EM con un modelo multicapa.

3.4. Dosimetría Electromagnética

Una vez analizadas las propiedades EM de los tejidos biológicos y los medios físicos responsables de la absorción de energía, resulta necesario introducir magnitudes que permitan cuantificar dicha absorción de forma numérica y objetiva. Esta cuantificación se realiza mediante magnitudes dosimétricas, siendo la más empleada en bioelectromagnetismo la ya mencionada Tasa de Absorción Específica (SAR).

En este contexto, la dosimetría no solo se limita a describir la distribución del campo electromagnético generado por el aplicador, sino que se centra en determinar cuánta energía es absorbida localmente por el tejido. Esta información resulta esencial para establecer comparaciones entre distintas configuraciones de tratamiento y para relacionar el análisis electromagnético con el calentamiento inducido en el medio biológico.

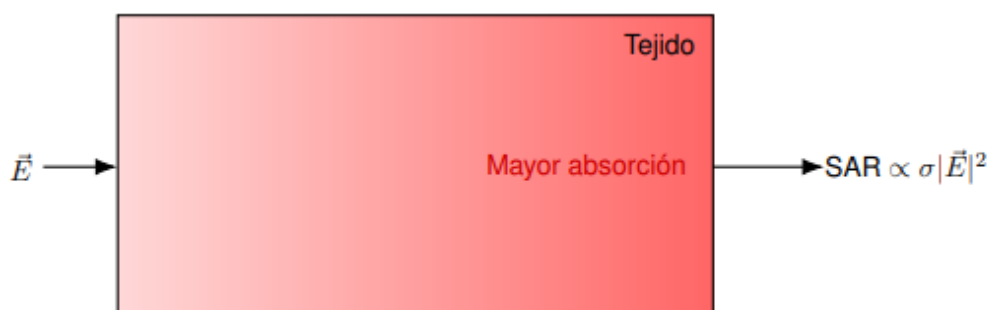


Figura 2: Distribución conceptual de la absorción electromagnética en tejido.

3.4.1. Concepto de Tasa de Absorción Específica (SAR)

La magnitud dosimétrica más empleada en bioelectromagnetismo es la Tasa de Absorción Específica, conocida como SAR (Specific Absorption Rate). El SAR cuantifica la potencia electromagnética absorbida por unidad de masa de tejido y constituye una medida directa de la intensidad con la que la energía electromagnética se transforma en calor a nivel local [7].

Desde un punto de vista físico, el SAR se define como la potencia disipada en el tejido por unidad de masa y, para campos eléctricos armónicos, puede expresarse mediante la siguiente relación.

Derivación a partir de la densidad de potencia disipada

Cuando un campo eléctrico armónico incide sobre un medio conductor con pérdidas, la densidad volumétrica de potencia disipada viene dada por:

$$p_{\text{abs}} = J \cdot E \quad (10)$$

Donde J representa la densidad de corriente de conducción y E es el campo eléctrico.

En un medio lineal e isótropo:

$$J = \sigma E \quad (11)$$

Por tanto:

$$p_{\text{abs}} = \sigma |E|^2 \quad (12)$$

Si el campo es armónico, el valor físicamente relevante es el promedio temporal. Para campos sinusoidales, la densidad de potencia absorbida media es:

$$p_{\text{abs}} = \sigma |E_{\text{rms}}|^2 \quad (13)$$

Donde E_{rms} es el valor eficaz del campo eléctrico.

Definición local del SAR

El SAR se obtiene dividiendo la densidad de potencia absorbida entre la densidad de masa del tejido:

$$SAR(r) = \frac{p_{abs}(r)}{\rho(r)} \quad (14)$$

Sustituyendo:

$$SAR(r) = \frac{\sigma(r) |E_{rms}(r)|^2}{\rho(r)} \quad (15)$$

Esta es la expresión local del SAR, válida punto a punto dentro del dominio tisular. En simulaciones electromagnéticas como las que se emplean en este trabajo, esta es la magnitud que se calcula en cada celda de la malla numérica y que posteriormente se utiliza como término fuente en el modelo térmico.

SAR promedio en un volumen finito

En aplicaciones normativas y de evaluación de seguridad, el SAR no se considera únicamente de forma puntual, sino promediado sobre una masa finita de tejido (típicamente 1 g o 10 g).

La definición rigurosa de SAR promedio por masa es:

$$SAR_{avg,m} = \frac{1}{m} \int_V \sigma(r) \frac{|E_{rms}(r)|^2}{\rho(r)} dV \quad (16)$$

Donde la masa total es:

$$m = \int_V \rho(r) dV \quad (17)$$

Esta formulación garantiza que el promedio se realiza sobre masa real de tejido y no únicamente sobre volumen geométrico.

Si la densidad ρ puede considerarse aproximadamente constante dentro del volumen de promediado (hipótesis razonable en regiones pequeñas de tejido homogéneo), la expresión puede simplificarse a una forma volumétrica

equivalente. No obstante, la definición por masa es la más general desde el punto de vista físico y normativo.

Interpretación física

La expresión obtenida muestra que el SAR depende fundamentalmente de:

- La conductividad eléctrica del tejido σ .
- El cuadrado del campo eléctrico local.
- La densidad de masa ρ

Esto implica que regiones con mayor conductividad, mayor intensidad de campo eléctrico o menor densidad, presentarán mayores tasas de absorción energética.

En hipertermia por microondas, donde el campo eléctrico domina la interacción electromagnética en régimen de campo cercano, el SAR constituye el parámetro clave para evaluar la distribución espacial de la energía depositada y anticipar el comportamiento térmico posterior [6],[8].

3.4.2. *Significado físico y unidades del SAR*

El SAR se expresa en vatios por kilogramo (W/Kg) y representa la tasa a la que la energía electromagnética es absorbida por el tejido. Al tratarse de una magnitud local, su valor puede variar de forma significativa dentro del volumen tratado, incluso cuando la potencia total suministrada por el aplicador permanece constante.

Esta variabilidad espacial del SAR es consecuencia directa de la heterogeneidad tisular, de los contrastes electromagnéticos entre diferentes tejidos y de las condiciones de acoplamiento entre aplicador y el medio biológico. Es por este motivo que, el análisis SAR se realiza habitualmente de forma distribuida, permitiendo identificar regiones de máxima absorción energética y posibles zonas de riesgo asociadas a un calentamiento excesivo.

Desde el punto de vista clínico y normativo, el SAR se utiliza tanto para evaluar la eficacia potencial de un tratamiento como para establecer límites de seguridad que eviten efectos adversos derivados de una absorción excesiva de energía electromagnética [7].

3.4.3. Relación entre SAR y calentamiento del tejido

Aunque el SAR proporciona una medida directa de la energía electromagnética absorbida, no describe por sí sola la evolución temporal de la temperatura en el tejido. El incremento de temperatura resultante depende, además del SAR, de las propiedades térmicas del medio y de los mecanismos fisiológicos de disipación de calor, siendo especialmente relevante el efecto de la perfusión sanguínea.

No obstante, el SAR constituye la "línea de salida" para el análisis térmico, ya que actúa como término fuente de los modelos biofísicos de transferencia de calor. En particular, el SAR se incorpora como término generador en la ecuación biofísica de Pennes, estableciendo el nexo cuantitativo entre la simulación electromagnética el modelo térmico empleado para predecir la distribución de temperatura [9].

$$\rho_c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) - \omega_b \rho_b c_b (T - T_a) + \rho \text{SAR}(r) \quad (18)$$

Donde:

- ρ_c es la capacidad calorífica volumétrica del tejido.
- k es la conductividad térmica.
- ω_b la tasa de perfusión sanguínea.
- $\rho_b c_b$ la capacidad calorífica de la sangre.
- T_a la temperatura arterial,
- y ρ , SAR constituye el término fuente volumétrico (Wm^{-3}) asociado a la absorción electromagnética.

Esta relación convierte al SAR en el vínculo natural entre el análisis electromagnético del sistema y la evaluación térmica del tratamiento, estableciendo una continuidad lógica dentro del enfoque multifísico adoptado en este trabajo.

3.4.4. Alcance y limitaciones de la dosimetría basada en SAR

A pesar de la utilidad, el SAR presenta ciertas limitaciones cuando se emplea de forma aislada. En particular, no tiene en cuenta los mecanismos de transporte térmico ni la respuesta fisiológica del tejido, por lo que no permite predecir directamente la temperatura alcanzada durante el tratamiento ni su evolución temporal.

Estas limitaciones hacen necesario complementar la dosimetría electromagnética con modelos térmicos que integren los efectos de perfusión sanguínea, conducción térmica y condiciones de contorno. No obstante, la definición y análisis del SAR sigue siendo un paso imprescindible, ya que proporciona una base cuantitativa sólida sobre la cual construir modelos multifísicos más completos.

En consecuencia, la dosimetría basada en SAR constituye el punto de partida del análisis multifísico desarrollado en este TFG, conectando de forma coherente el estudio del campo electromagnético con la evaluación térmica del tratamiento.

3.5. Antenas de Campo Cercano

La generación controlada de calentamiento localizado en aplicaciones de hipertermia por microondas requiere el empleo de sistemas radiantes que operen de forma deliberada en régimen de campo cercano. A diferencia de las aplicaciones clásicas de las telecomunicaciones, en las que el objetivo principal es la radiación eficiente de energía hacia el espacio libre, en hipertermia se persigue maximizar la transferencia de energía electromagnética hacia un medio altamente disipativo, como es el tejido biológico.

Esta diferencia funcional condiciona de manera directa el tipo de antena empleada, su geometría y su modo de operación, situando el diseño del sistema fuera de los criterios habituales de radiación en campo lejano [8].

3.5.1. *Campo cercano Vs. campo lejano*

Desde el punto de vista de la teoría electromagnética clásica, el campo generado por una antena se divide en diferentes regiones espaciales en función de la distancia al radiador y del comportamiento del campo. De forma general, se distinguen tres zonas:

- Región reactiva de campo cercano.
- Región radiante de campo cercano (Fresnel)
- Región de campo lejano (Fraunhofer)

La frontera aproximada entre campo cercano y campo lejano viene dada por:

$$r > \frac{2D^2}{\lambda} \quad (19)$$

Donde D es la dimensión máxima del radiador y λ la longitud de onda.

No obstante, conviene matizar que este criterio se deriva para radiadores en espacio libre o en medios débilmente disipativos. En aplicaciones de hipertermia por microondas, el aplicador opera en contacto o proximidad de medios fuertemente disipativos como tejido biológico y bolus acuoso.

En el sistema aplicador–bolus–tejido, la distribución del campo está dominada por acoplamientos reactivos locales y por las condiciones de contorno en las interfaces materiales, más que por el régimen clásico de propagación lejana. Por tanto, la clasificación campo cercano/campo lejano debe interpretarse como una referencia conceptual y no como una frontera estricta dentro del sistema real.

En la región de campo lejano, las ondas electromagnéticas se propagan de forma aproximadamente plana, con una relación casi constante entre los

campos eléctrico y magnético (impedancia de onda próxima a la del medio) y una distribución angular prácticamente independiente de la distancia. Este régimen resulta adecuado cuando se desea transmitir energía a grandes distancias.

Sin embargo, este comportamiento no resulta apropiado para aplicaciones de hipertermia, ya que no permite un control preciso de la distribución espacial de la energía absorbida ni la concentración del calentamiento en volúmenes tisulares reducidos. Por el contrario, en la región de campo cercano, y en particular en su componente radiativa, los campos electromagnéticos presentan distribuciones altamente no uniformes, fuertemente dependientes de la geometría del radiador y del medio inmediato que lo rodea. En este régimen, el campo eléctrico puede concentrarse localmente y acoplarse de forma directa con el tejido, lo que favorece la deposición de energía en regiones específicas y justifica el uso del campo cercano como régimen de operación en hipertermia por microondas [10].

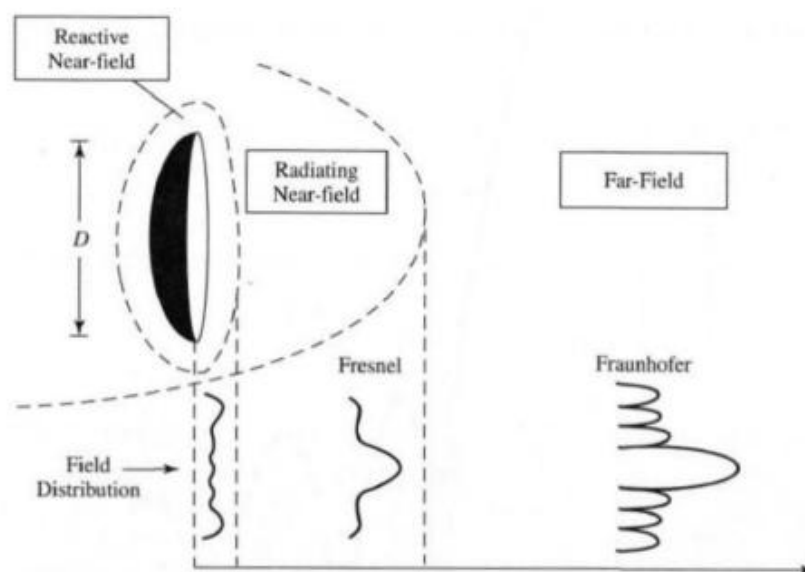


Figura 3: Regiones de campo radiado en torno a una antena. Adaptado de [10].

3.5.2. *Tipologías de antenas de campo cercano*

Las antenas empleadas en hipertermia por microondas se diseñan específicamente para operar en régimen de campo cercano y maximizar el acoplamiento electromagnético con medios con pérdidas. En este contexto, parámetros clásicos como la ganancia o el diagrama de radiación en espacio libre pierden relevancia frente al control de la distribución espacial del campo eléctrico en la proximidad del radiador.

Entre las configuraciones más utilizadas se encuentran:

- Antenas de ranura (Slot antennas).
- Aplicadores basados en guías de onda abiertas.
- Estructuras planas o conformables para contacto superficial.

Las antenas de ranura presentan especial interés en aplicaciones superficiales y en tratamientos localizados, debido a su capacidad para generar campos eléctricos intensos en la proximidad a la apertura y a su relativa facilidad de parametrización geométrica.

La elección de una antena de ranura en el presente trabajo no responde únicamente a su perfil bajo o facilidad de integración superficial. Desde el punto de vista del diseño paramétrico, la ranura constituye un radiador cuyas variables geométricas principales (longitud, anchura y posición) permiten modificar de manera sistemática la frecuencia de resonancia, la adaptación de impedancia y la distribución espacial de campo eléctrico.

Esta parametrización explícita resulta especialmente adecuada para su integración en un sistema automatizado de generación de datos y recomendación, donde las variables de diseño deben ser claramente identificables y comparables entre simulaciones.

Un aspecto clave de estas antenas es su fuerte dependencia de la carga electromagnética que representa el tejido biológico. Las propiedades dieléctricas del medio influyen de manera significativa en la adaptación de impedancias y en la distribución final del campo, por lo que el tejido debe considerarse, desde el

punto de vista electromagnético, parte integrante del sistema radiador y no un elemento externo dependiente [11].

3.5.3. Implicaciones para el diseño del aplicador

El funcionamiento en campo cercano tiene consecuencias y repercusión directa sobre el diseño de los aplicadores de microondas empleados en hipertermia oncológica. En primer lugar, la fuerte dependencia espacial del campo eléctrico implica que pequeñas variaciones en la geometría del radiador, en su posición o en su orientación pueden dar lugar a cambios significativos en la distribución de la energía absorbida y, por tanto, en los patrones de SAR obtenidos.

En segundo lugar, la interacción con un medio altamente disipativo provoca desadaptaciones de impedancia que pueden dar lugar a reflexiones significativas y a concentraciones indeseadas de energía en regiones superficiales. Estas circunstancias obligan a contemplar mecanismos de adaptación y acoplamiento, así como la posible incorporación de elementos intermedios como bolus de agua o capas dieléctricas que permitan mejorar la eficiencia del sistema y garantizar condiciones de operación seguras.

Por otro lado, la atenuación del campo electromagnético en medios biológicos limita la profundidad efectiva de penetración de la energía, lo que introduce un compromiso entre la capacidad de calentamiento en profundidad y la protección de las capas superficiales. Este compromiso condiciona tanto la selección de la frecuencia de operación como el diseño geométrico del aplicador y justifica la incorporación de elementos auxiliares destinados a mejorar el acoplamiento y el control térmico mencionados anteriormente.

En conjunto, el uso de antenas de campo cercano no solo define el régimen de operación del sistema de hipertermia, sino que condiciona de forma crítica y fundamental el diseño del aplicador electromagnético y refuerza la necesidad de emplear herramientas de simulación electromagnética para evaluar de manera sistemática distintas configuraciones antes de su aplicación clínica [8].

3.6. Aplicadores Electromagnéticos

Tal como se ha expuesto en los apartados anteriores, la hipertermia por microondas se basa en la generación de campos eléctricos en régimen de campo cercano, cuya interacción con el tejido biológico da lugar a la absorción de energía cuantificada mediante el SAR. Sin embargo, en un contexto terapéutico real, la antena no constituye un elemento aislado, sino que forma parte de un sistema más amplio denominado aplicador electromagnético.

Un aplicador puede definirse como el conjunto de elementos diseñados para transferir energía electromagnética desde la fuente hasta el tejido de forma controlada, segura y reproducible. Este sistema incluye el radiador, los mecanismos de adaptación de impedancia, la interfaz física con el paciente y los elementos auxiliares necesarios para garantizar condiciones apropiadas de acoplamiento y seguridad.

3.6.1. *Aplicador como sistema acoplado*

En aplicaciones de hipertermia, el tejido biológico debe considerarse parte activa del sistema electromagnético. Sus propiedades dieléctricas modifican la impedancia vista por el radiador, alteran la distribución del campo eléctrico y condicionan la eficiencia de transferencia de potencia. Por tanto, el diseño del aplicador no puede abordarse únicamente desde criterios clásicos de radiación en espacio libre. Es necesario analizar el comportamiento del sistema completo en presencia de la carga biológica, evaluando la adaptación, las posibles reflexiones y la distribución espacial de SAR [8].

3.6.2. *Interfaz aplicador-tejido y control de acoplamiento*

La región de contacto entre el aplicador y el paciente conforma un elemento crítico. Pequeñas variaciones en la separación, en la presión de contacto o en las propiedades de la interfaz pueden modificar de forma significativa el acoplamiento electromagnético y la distribución de energía absorbida.

El control de esta interfaz tiene como principales objetivos:

- Reducir desadaptaciones.
- Minimizar reflexiones.
- Evitar concentraciones excesivas de campo en superficie.
- Garantizar una distribución lo más controlada posible.

Estos aspectos adquieren especial importancia en aplicaciones superficiales, donde el equilibrio entre calentamiento eficaz y protección de la piel debe gestionarse cuidadosamente.

3.6.3. Enfoque adoptado en este trabajo

En el presente Trabajo Fin de Grado, el aplicador se aborda desde una perspectiva sistémica, integrando el radiador, la interfaz de acoplamiento y el modelo multicapa de tejido dentro de un entorno de simulación electromagnética. El objetivo no es únicamente analizar el comportamiento del elemento radiante, sino evaluar su interacción con el medio biológico y la distribución resultante del SAR como paso previo al modelado térmico.

Este enfoque permite estudiar configuraciones paramétricas del sistema completo y establecer criterios cuantitativos para la posterior integración en el sistema de apoyo a la decisión desarrollado.

3.7. Bolus de Agua como elemento Electromagnético

En los apartados anteriores se ha establecido que la hipertermia por microondas opera en el rango del campo cercano, donde la distribución espacial del campo eléctrico depende de manera crítica de la geometría del radiador y de las propiedades electromagnéticas del medio biológico. Asimismo, se ha introducido la Tasa de Absorción Específica (SAR) como magnitud dosimétrica fundamental para cuantificar la energía absorbida localmente en el tejido.

Por tanto, su estudio no debe entenderse como un aspecto accesorio del sistema, sino como una parte estructural del diseño electromagnético del aplicador.

3.7.1. Reducción del contraste dieléctrico y adaptación de impedancias

La transferencia eficiente de potencia desde el aplicador hacia el tejido depende de la adaptación entre sus impedancias electromagnéticas. En una interfaz plana entre dos medios dieléctricos, el coeficiente de reflexión viene dado por:

$$\Gamma = \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1} \quad (20)$$

Donde $\eta_i = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma_i + j\omega\epsilon_i}}$ representa la impedancia intrínseca del medio i [12].

En ausencia de bolus, la transición aire-piel presenta un contraste dieléctrico elevado ($\epsilon_r \approx 1$ frente a $\epsilon_r \approx 40 - 60$ en tejido hidratados [6]), lo que incrementa la magnitud de Γ y reduce la fracción de potencia transmitida. La introducción de un medio acuoso con permitividad elevada suaviza esta transición, disminuyendo la reflexión y favoreciendo el acoplamiento energético hacia el interior del tejido [8].

En la práctica clínica, el bolus suele emplear agua desionizada o desmineralizada con el fin de controlar su conductividad eléctrica y garantizar la estabilidad del circuito hidráulico. Aun con baja concentración iónica, el agua mantiene una elevada permitividad relativa en el rango de microondas debido a su carácter dipolar. La rotación de sus moléculas bajo la acción de un campo eléctrico alterno es el principal mecanismo responsable de su permitividad compleja, lo que la convierte en un medio eficaz de transición electromagnética entre el aplicador y el tejido [6].

Desde el punto de vista del diseño del aplicador, el bolus actúa por tanto como una capa intermedia de adaptación electromagnética, análoga a un transformador de impedancias distribuido en medios con pérdidas.

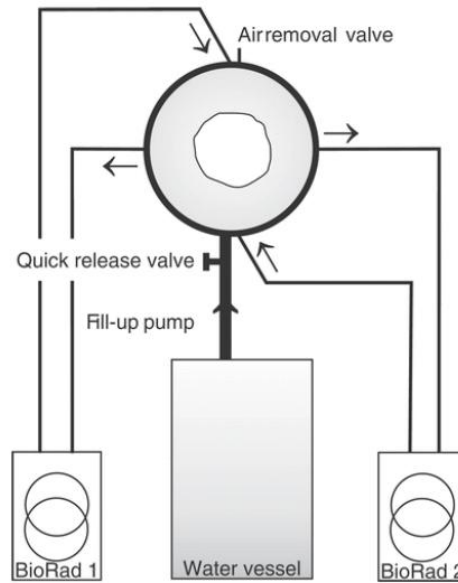


Figura 4: Esquemático de un bolus de agua destinado a un aplicador de cabeza y cuello. Adaptado de [13].

Además de su papel en la adaptación de impedancias, el bolus introduce un retardo de fase en el campo eléctrico incidente sobre tejido. En régimen de campo cercano, el espesor de la capa acuosa modifica la fase acumulada por la onda antes de alcanzar la interfaz tisular, alterando la distribución espacial de campo eléctrico resultante. Este efecto puede desplazar máximos de intensidad y modificar la localización de regiones de alta absorción, permitiendo optimizar la distribución energética mediante el control paramétrico del espesor del bolus.

3.7.2. Influencia sobre la distribución del campo eléctrico y del SAR

En régimen de campo cercano, la distribución espacial del campo eléctrico no responde a patrones de radiación lejana, sino que depende fuertemente de la geometría local y de las propiedades materiales. La presencia del bolus altera las condiciones de continuidad de los campos tangenciales y normales en las interfaces, modificando el perfil espacial de $|E(r)|$.

En una interfaz dieléctrica ideal sin cargas ni corrientes superficiales, las condiciones de contorno derivadas de las ecuaciones de Maxwell son:

$$\hat{n} \times (E_2 - E_1) = 0 \quad (21)$$

$$\hat{n} \times (H_2 - H_1) = 0 \quad (22)$$

$$\hat{n} \cdot (D_2 - D_1) = 0 \quad (23)$$

$$\hat{n} \cdot (B_2 - B_1) = 0 \quad (24)$$

La introducción de una capa intermedia con permitividad compleja distinta modifica el equilibrio entre las componentes normales y tangenciales de los campos eléctricos y magnéticos, alterando tanto la amplitud como la fase del campo transmitido hacia el tejido.

Dado que la distribución local del SAR viene definida por:

$$SAR(r) = \frac{\sigma(r) |E_{rms}(r)|^2}{\rho(r)} \quad (25)$$

Cualquier modificación en la distribución del campo eléctrico inducida por el bolus se traduce directamente en una redistribución de la energía absorbida.

En particular:

- El espesor del bolus influye en la distancia efectiva entre el radiador y el tejido.
- Su permitividad compleja modifica la penetración y atenuación del campo.
- Sus pérdidas dieléctricas contribuyen a absorber parcialmente energía en superficie.

Por tanto el bolus no solo mejora el acoplamiento global sino que también condiciona el perfil espacial del SAR, desplazando o suavizando máximos de absorción.

3.7.3. *Función térmica y estabilidad superficial*

Aunque el presente análisis es fundamentalmente electromagnético, el bolus desempeña simultáneamente una función térmica relevante. La circulación forzada de agua a temperatura controlada permite estabilizar la temperatura superficial, reduciendo el riesgo de sobrecalentamientos cutáneos y facilitando la aplicación de mayores niveles de potencia incidente [8].

Este doble papel modificación electromagnética de la interfaz y control térmico superficial convierte al bolus en un elemento intrínsecamente multifísico, cuya influencia debe evaluarse tanto en la simulación electromagnética como en la posterior integración con el modelo térmico.

3.8. **Modelado Electromagnético Mediante Fantomas**

Estos fantomas se construyen a partir de capas planas, cilíndricas o esféricas que representan regiones tisulares idealizadas (piel, grasa, músculo, tumor) mediante espesores y propiedades electromagnéticas uniformes.

Su principal ventaja es que permiten:

- Controlar de forma explícita la geometría y espesor de cada capa.
- Analizar de modo sistemático la influencia de parámetros individuales como la profundidad del tumor, la separación aplicador-tejido o el espesor del bolus.
- Aislar fenómenos electromagnéticos sin la complejidad anatómica de un paciente real.

Este tipo de fantomas es especialmente adecuado en las primeras etapas del diseño, donde se evalúan configuraciones paramétricas del aplicador y se exploran tendencias físicas fundamentales.

3.8.1. *Fantomas basados en anatomía real (voxelizados)*

En aplicaciones biomédicas avanzadas se emplean modelos voxelizados obtenidos a partir de resonancia magnética (MRI) o tomografía computerizada (CT).

Estos modelos:

- Representan con alta fidelidad la geometría del paciente.
- Permiten asignar propiedades dieléctricas dependientes del tejido de manera punto a punto.
- Capturan efectos anatómicos complejos como curvaturas, variabilidad intra e inter-paciente y presencia de estructuras críticas.

Si bien su uso proporciona el análisis más realista, su coste computacional y complejidad de segmentación son significativamente mayores. Dado que el objetivo de este TFG es el diseño paramétrico y la integración dentro de un sistema automatizado de recomendación, se adopta un fantoma multicapa idealizado, suficientemente representativo para analizar la interacción electromagnética sin comprometer la reproducibilidad ni la capacidad de generar grandes volúmenes de datos.

3.8.2. *Asignación de propiedades electromagnéticas*

Cada región del fantoma se caracteriza mediante su permitividad relativa ϵ_r , conductividad σ , densidad ρ y permeabilidad μ . Adicionalmente, y con el fin de garantizar la coherencia con el modelo térmico empleado posteriormente (Bioheat Pennes), se asignan también el calor específico c , que cuantifica la energía necesaria para elevar en una unidad la temperatura del tejido, y la conductividad térmica k que determina la rapidez con la que el calor se difunde a través del medio. Los valores empleados en este trabajo se basan en los modelos de dispersión dieléctrica estipulados en [6] y se corresponden con las condiciones fisiológicas a 37 °C, relevantes en hipertermia. Esta parametrización garantiza consistencia entre simulación electromagnética (CST) y el modelo térmico (MATLAB), donde las mismas propiedades determinan la conversión de

Marco Teórico

energía electromagnética en calor y su posterior evolución térmica en el dominio tisular.

Tejido	ϵ_r	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)	c (J/kg · K)	k (W/m · K)
Piel	41–45	0.8-1	1100	3391	0.37
Grasa subcutánea	5–6	0.04-0.06	920	2348	0.21
Músculo	52-56	0.9-1.2	1040	3421	0.49
Tumor	50-55	1.0-1.3	1050	3600	0.56
Bolus de agua	76-78	0.01-0.05	1000	4180	0.60

Tabla 1: Propiedades electromagnéticas y térmicas asignadas a cada capa del fantoma multicapa. Valores aproximados para 915 MHz y 37°C, basados en [6]

3.8.3. Justificación del uso de fantomas multicapa idealizados

El uso de un fantoma multicapa idealizado presenta tres ventajas clave para este proyecto:

- 1. Reproducibilidad completa:** Una misma geometría permite almacenar miles de configuraciones en una base de datos unificada.
- 2. Reducción de la complejidad anatómica:** Evita variabilidad no controlada, facilitando el análisis de sensibilidad y la generación de métricas comparables.
- 3. Compatibilidad con el motor de recomendación:** Al mantener un espacio de parámetros bien definido (espesor de capas, distancia, aplicador-tejido, propiedades dieléctricas), el sistema kNN puede operar de manera robusta y eficiente.

3.9. Técnicas de Simulación Electromagnética Numérica

La validación y optimización del aplicador propuesto requieren la resolución numérica de las ecuaciones de Maxwell en medios biológicos heterogéneos y fuertemente disipativos. Dado que la geometría incluye

estructuras multicapa (antena-bolus-tejido) y materiales dispersivos, se emplea un método en dominio temporal implementado en CST Studio Suite.

A lo largo de la memoria se adopta la convención temporal armónica e $j\omega t$, lo que fija el signo de los términos disipativos y de la permitividad compleja. Asimismo, las magnitudes fasoriales se interpretan bajo dicha convención y, salvo indicación expresa, los campos eléctricos empleados para el cálculo de potencia y SAR se consideran en valor eficaz (RMS).

Las técnicas numéricas implementadas discretizan las ecuaciones de Maxwell en su forma diferencial armónica;

$$\nabla \times E = -j\omega B \quad (26)$$

$$\nabla \times H = J + j\omega D \quad (27)$$

$$\nabla \cdot D = \rho_v \quad (28)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (29)$$

cuya formulación integral asegura conservación de carga y coherencia topológica en la discretización espacial.

3.9.1. Método empleado en CST: FIT y su relación con FDTD

El método FIT constituye una formulación integral discreta de Maxwell. Las integrales de Faraday y Ampère se discretizan sobre una malla primal (para E,D) y una malla dual (para H,B), preservando exactamente las identidades topológicas fundamentales del cálculo vectorial.

$$\nabla \cdot (\nabla \times E) = 0 \quad (30)$$

Esta propiedad asegura conservación de carga y estabilidad numérica estructural. Desde el punto de vista topológico FIT es equivalente al esquema o rejilla de Yee del método FDTD, ya que ambos usan una malla escalonada (staggered grid) donde E se asigna a aristas y H a caras, permitiendo evaluar correctamente los rotacionales discretos [14], [15].

En medios lineales e isotrópicos con conductividad σ , la actualización discreta del campo eléctrico se expresa como:

$$E^{n+1} = a_E E^n + b_E (\nabla \times H)^n \quad (31)$$

donde los coeficientes incorporan las propiedades materiales ϵ , μ , la conductividad σ , el paso temporal Δt y el mallado espacial. Esta formulación permite resolver simultáneamente E y H en todo el dominio, siendo adecuada para estructuras complejas y medios fuertemente dispersivos.

3.9.2. Estabilidad numérica, malla y precisión

La discretización temporal requiere satisfacer el criterio de estabilidad de Courant-Friedrichs-Lewy (CFL):

$$\Delta t \leq \frac{1}{c_{\text{eff}}} \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{\Delta x}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta y}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta z}\right)^2}} \quad (32)$$

Donde $c_{\text{eff}} = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}}$ es la velocidad en el medio más lento de la malla. En tejidos biológicos con elevada permitividad relativa, esta velocidad puede ser significativamente menor que la del vacío, reduciendo el paso temporal máximo permitido y condicionando el coste computacional.

Para limitar la dispersión numérica, se emplean típicamente 10-15 puntos por longitud de onda efectiva en el medio de mayor permitividad y se realiza refinamiento local de malla en:

- La interfaz bolus-piel.
- Capas delgadas (epidermis).
- La región tumoral.

Un mallado insuficiente suaviza artificialmente los máximos de SAR, pudiendo infraestimarlos y comprometer la fiabilidad dosimétrica [14], [12].

3.9.3. Modelado de materiales dispersivos

En el rango 400-1000 MHz, los tejidos muestran dispersión dieléctrica descrita por modelos tipo Debye o Cole-Cole. Bajo la convención e jw, la permitividad compleja se expresa como:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon'(\omega) - j\varepsilon''(\omega) \quad (33)$$

donde la parte imaginaria incorpora tanto pérdidas dieléctricas como conductivas

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{die}(\omega) + \frac{\sigma(\omega)}{\omega\varepsilon_0} \quad (34)$$

CST implementa la dispersión mediante ajuste racional (vector fitting), permitiendo parametrizar $\varepsilon(\omega)$ y $\sigma(\varepsilon)$ con fidelidad a los datos experimentales de [6]. Las propiedades se asignan a 37°C, garantizando consistencia con condiciones fisiológicas y repetibilidad.

3.9.4. Condiciones absorbentes (PML)

Para reproducir un dominio abierto sin reflexiones artificiales, se emplean Perfectly Matched Layers (PML). La PML introduce un medio anisótropo perfectamente adaptado cuya impedancia coincide con la del medio interior, minimizando la reflexión en la interfaz y absorbiendo progresivamente la onda incidente [16].

La robustez de PML se verifica aumentando su espesor y comprobando que los parámetros de adaptación S11, los campos y la distribución de SAR varían menos del 1-2 %, asegurando la ausencia de reflexiones numéricas significativas.

3.9.5. *Excitación, magnitudes exportadas y cálculo de SAR*

La antena se excita mediante un puerto coaxial (Wave Port), normalizado en potencia incidente unitaria. La adaptación se evalúa mediante:

$$S_{11} = \frac{P_{reflejada}}{P_{incidente}} \quad (35)$$

lo que permite comparar diferentes configuraciones bajo condiciones de excitación equivalentes.

CST exporta el campo eléctrico en valor eficaz (RMS). Con esta convención, el SAR local se calcula como:

$$SAR(r) = \frac{\sigma(r)|E_{RMS}(r)|^2}{\rho(r)} \quad (15)$$

Si los campos se exportasen en valor pico, el promedio temporal exigiría incluir un factor $\frac{1}{2}$.

Este cálculo constituye el punto de partida para la posterior integración EM-térmica y para la evaluación cuantitativa del desempeño del aplicador dentro del sistema de recomendación clínica desarrollado en este trabajo.

3.10. **Integración Electromagnética-Térmica**

La simulación electromagnética proporciona la distribución espacial del campo eléctrico y, a partir de ella, la Tasa de Absorción Específica SAR(r). Sin embargo, el objetivo clínico de la hipertermia no es maximizar el SAR en sí mismo, sino elevar de forma controlada la temperatura del tejido tumoral dentro de un rango terapéutico ($\approx 40-43$ °C).

Por tanto, resulta necesario establecer una relación física y matemática explícita entre el problema electromagnético y el problema térmico, transformando la energía electromagnética absorbida en una fuente volumétrica de calor.

3.10.1. De SAR a fuente térmica volumétrica

El SAR se define como la potencia electromagnética absorbida por unidad de masa:

$$SAR(r) = \frac{\sigma(r)|E_{RMS}(r)|^2}{\rho(r)} \quad (15)$$

Donde:

- σ es la conductividad eléctrica (S/m),
- ρ hace referencia a la densidad de masa (Kg/m³),
- E_{rms} señala el valor eficaz del campo eléctrico.

Para integrarlo en el modelo térmico, debe expresarse como potencia volumétrica (W/m³)

$$Q_{EM}(r) = \rho(r) SAR(r) \quad (36)$$

Sustituyendo:

$$Q_{EM}(r) = \sigma(r) |E_{RMS}(r)|^2 \quad (37)$$

Esta magnitud constituye el término fuente electromagnético que alimenta el modelo térmico. Nótese que esta formulación es coherente con la potencia disipada por corrientes de conducción en un medio óhmico.

3.10.2. Modelo biofísico de transferencia de calor

El comportamiento térmico del tejido biológico se modela mediante la ecuación bioheat de Pennes [9], ya introducida en el apartado 3.4.3. En forma volumétrica:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) - \omega_b \rho_b c_b (T - T_a) + Q_{EM}(r) \quad (18)$$

Donde:

- ρ es la densidad del tejido (Kg/m³),
- c su calor específico (J/Kg·K),

Marco Teórico

- k la conductividad térmica (W/m·K),
- ω_b la tasa de perfusión sanguínea (1/s)
- ρ_b, c_b propiedades de la sangre,
- T_a temperatura arterial,
- Q_{EM} fuente volumétrica debida al SAR.

Cada término posee una interpretación física clara:

- $\rho_c \partial T / \partial t$ almacenamiento térmico.
- $\nabla \cdot (k \nabla T)$ conducción.
- $\omega_b \rho_b c_b (T - T_a)$ disipación por perfusión.
- Q_{EM} calentamiento inducido por microondas.

3.10.3. Interpretación física de la relación EM-térmica

La relación física EM-térmica no es lineal en términos clínicos. Aunque el SAR cuantifica la energía absorbida localmente por el tejido, la temperatura final resulta del equilibrio dinámico entre:

1. Disposición de energía electromagnética.
2. Conducción hacia regiones adyacentes.
3. Extracción térmica por perfusión sanguínea.

La potencia volumétrica $Q_{EM} = \rho SAR$ actúa como fuente de la ecuación térmica, pero su efecto final sobre la temperatura está condicionado por las propiedades térmicas del tejido (k, c) y por la tasa de perfusión ω_b . Esto implica que dos regiones con igual SAR pueden presentar incrementos térmicos diferentes si su perfusión o conductividad térmica varía.

Por tanto, el SAR debe interpretarse como el mecanismo de entrada energética del sistema, mientras que la temperatura resulta del comportamiento térmico global del medio biológico.

3.10.4. Régimen transitorio y régimen cuasi-estacionario

La ecuación bioheat incluye un término de acumulación temporal $\rho c \frac{\partial T}{\partial t}$, que describe la evolución dinámica de la temperatura. En régimen transitorio, este término es relevante y permite analizar el tiempo necesario para alcanzar el rango terapéutico, así como posibles sobrecalentamientos iniciales.

En determinadas condiciones puede considerarse un régimen cuasi-estacionario, donde la variación temporal es despreciable y se cumple:

	$\nabla \cdot (k \nabla T) - \omega_b \rho_b c_b (T - T_a) + Q_{EM} = 0$	(38)
--	--	------

Este estado representa el equilibrio entre generación y disipación térmica bajo excitación constante.

Diferenciar ambos regímenes es importante para comprender que la temperatura no depende únicamente del SAR, sino también del tiempo de aplicación y de la capacidad del tejido para disipar el calor.

3.10.5. Alcance, hipótesis y justificación del modelo

El modelo térmico empleado en este trabajo se basa en la formulación clásica de Pennes, ampliamente utilizada en estudios de hipertermia clínica y planificación terapéutica. En este modelo, el efecto del sistema vascular se representa mediante un término volumétrico de perfusión proporcional a la diferencia entre la temperatura local del tejido y la temperatura arterial, lo que permite capturar de forma macroscópica el intercambio térmico sanguíneo sin modelar explícitamente la red vascular [9].

En la literatura se han propuesto modelos térmicos más avanzados. Entre ellos destacan:

- Modelos de doble ecuación (dual-phase lag o dual-equation models), que diferencian explícitamente entre temperatura del tejido y temperatura de la sangre, introduciendo un sistema acoplado de ecuaciones.

Marco Teórico

- Modelos vasculares discretos, donde se representa explícitamente la geometría de vasos sanguíneos de gran calibre y su contribución direccional al transporte térmico.
- Modelos no lineales dependientes de temperatura, en los que la perfusión w_b y otras propiedades térmicas varían con el incremento térmico.

Aunque estos enfoques ofrecen una descripción fisiológica más detallada, requieren información anatómica específica y parámetros difícilmente accesibles en un entorno de planificación personalizada basada en simulación electromagnética.

En el rango terapéutico considerado (37–45°C), las variaciones de conductividad térmica, calor específico y propiedades dieléctricas son moderadas, y la perfusión puede aproximarse como constante sin introducir errores significativos en análisis comparativos. Por ello, el modelo de Pennes proporciona un equilibrio adecuado entre fidelidad física, estabilidad numérica y eficiencia computacional, siendo suficiente para evaluar y comparar configuraciones del aplicador dentro del marco de este trabajo.

3.11. Métricas de Evaluación del Sistema

Las simulaciones electromagnéticas y térmicas generan distribuciones espaciales continuas de campo eléctrico, SAR y temperatura. Sin embargo, para comparar configuraciones del aplicador y permitir una toma de decisiones objetiva, es necesario traducir dichos campos en métricas escalares cuantificables.

Estas métricas deben reflejar dos aspectos fundamentales del tratamiento: la eficacia térmica en el volumen tumoral y la seguridad en tejido sano, integrando además criterios de eficiencia energética desde el punto de vista de la ingeniería.

3.11.1. Métricas de eficacia térmica

El objetivo principal de la hipertermia, como se ha comentado, es alcanzar un rango terapéutico controlado en el volumen tumoral. Para evaluar esta cobertura térmica se emplean métricas volumétricas robustas frente a máximos locales.

Una de las más empleadas es la temperatura T_{90} , definida como la temperatura alcanzada por el 90 % del volumen tumoral:

$$T_{90} = \inf\{T: V(T_{\text{tumor}} \geq T) \geq 0.9 V_{\text{tumor}}\} \quad (39)$$

Esta métrica evita que valores máximos puntuales distorsionen la evaluación global del calentamiento. De forma complementaria, puede considerarse la fracción volumétrica del tumor que supera un umbral terapéutico (p. ej. 41 °C), lo que permite cuantificar directamente la cobertura efectiva del tratamiento.

3.11.2. Métricas de seguridad y selectividad

La seguridad térmica constituye una restricción imprescindible. El sobrecalentamiento superficial puede limitar la aplicabilidad clínica del tratamiento.

Para su evaluación se considera la temperatura máxima en la región cutánea:

$$T_{\text{piel,max}} = \max_{\Omega_{\text{piel}}} T(r) \quad (40)$$

Asimismo, resulta de utilidad introducir un indicador de selectividad térmica que relacione el calentamiento tumoral con el superficial. Una forma sencilla de expresarlo es:

$$\Delta T = T_{90,\text{tumor}} - T_{\text{piel,max}} \quad (41)$$

Valores positivos elevados señalan un mayor margen de seguridad y calentamiento preferente del volumen objetivo.

3.11.3. Criterio global de evaluación

Desde una perspectiva de ingeniería, también es relevante considerar la eficiencia energética del sistema. Esta puede estimarse como la fracción de potencia absorbida en el tumor respecto a la potencia total depositada:

$$\eta = \frac{\int_{\Omega_{\text{tumor}}} \rho \text{ SAR}(\mathbf{r}) dV}{\int_{\Omega_{\text{total}}} \rho \text{ SAR}(\mathbf{r}) dV} \quad (42)$$

Con el fin de comparar distintas configuraciones de forma sistemática, puede definirse una función de evaluación global que combine eficacia térmica, seguridad y eficiencia energética:

$$J = w_1 \widetilde{T}_{90} - w_2 \widetilde{T}_{\text{piel,max}} + w_3 \tilde{\eta} \quad (43)$$

donde w_1 , w_2 , w_3 representan coeficientes de ponderación que reflejan la importancia relativa asignada a cada criterio (eficacia tumoral, seguridad superficial y eficiencia energética). Dado que las magnitudes involucradas presentan diferentes unidades y escalas, es necesario normalizarlas previamente para evitar sesgos dimensionales. De este modo los coeficientes de ponderación actúan sobre variables adimensionales comparables, permitiendo ajustar el compromiso entre eficacia y seguridad en función de las prioridades clínicas establecidas.

Esta formulación establece el marco conceptual para estructurar la base de datos de resultados y constituye el fundamento físico sobre el que se apoyará el sistema de recomendación descrito en capítulos posteriores.

3.11.4. Transición hacia la implementación

Las métricas definidas en este apartado permiten transformar los campos continuos obtenidos mediante simulación en un conjunto de variables escalares comparables. Esta reducción de dimensionalidad es esencial para estructurar los resultados en una base de datos técnica y permitir su análisis sistemático.

En el siguiente capítulo se describe el procedimiento metodológico adoptado para:

- Importar los mapas de SAR generados en CST.
- Resolver el modelo térmico en el dominio temporal.
- Extraer automáticamente las métricas definidas
- Organizar la información resultante de forma estructurada.

De este modo, el flujo conceptual desarrollado en el presente capítulo se materializa en un pipeline computacional que conecta la simulación electromagnética con el sistema de recomendación clínica.

4. OBJETIVOS

4.1. Objetivo General

El objetivo principal de este Trabajo Fin de Grado es el diseño y desarrollo de un entorno de simulación multifísica y análisis computacional que permita modelar, evaluar y comparar configuraciones de aplicadores de microondas para hipertermia oncológica, integrando los resultados electromagnéticos y térmicas en un sistema estructurado de apoyo a la decisión.

4.2. Objetivos Específicos

- **1. Modelado y Simulación Electromagnética:** Diseñar un aplicador de ranura (slot) paramétrico en CST y caracterizar su comportamiento (Parámetros S11 y SAR) sobre un fantoma multicapa, considerando numerosas casuísticas anatómicas y configuraciones del bolus de agua.
- **2. Modelado Biofísico y Térmico:** Implementar en MATLAB un modelo numérico basado en la ecuación de Bioheat de Pennes para transformar la Tasa de Absorción Específica (SAR) en mapas de temperatura distribuidos, integrando los efectos de perfusión sanguínea y refrigeración superficial.
- **3. Segmentación por Regiones de Interés (ROIs):** Desarrollar algoritmos de postprocesado para extraer métricas cuantitativas de eficacia (en tumor) y seguridad (en piel y tejido sano), facilitando la comparación objetiva entre configuraciones simuladas.
- **4. Gestión y Estructuración de Datos:** Diseñar e implementar una base de datos relacional (SQLite) mediante Python para el almacenamiento masivo y la trazabilidad de los resultados obtenidos en las fases de simulación y cálculo térmico.
- **5. Desarrollo del Motor de Recomendación:** Programar un algoritmo de búsqueda por similitud (kNN) que, ante un nuevo perfil de paciente, identifique y sugiera las configuraciones de aplicador óptimas y seguras basándose en la experiencia previa acumulada en la base de datos.

- **6. Validación y Análisis de Robustez:** Evaluar la sensibilidad del sistema frente a variaciones en las propiedades dieléctricas y térmicas de los tejidos, asegurando que las recomendaciones del sistema sean fiables bajo condiciones de incertidumbre biológica.
- **7. Desarrollo de un Sistema de Evaluación:** Desarrollar un sistema de evaluación cuantitativa de las configuraciones terapéuticas basado en métricas clínicamente relevantes, permitiendo comparar de forma objetiva distintas soluciones.

5. METODOLOGÍA

La metodología propuesta se articula en torno a un flujo de trabajo computacional dividido en cuatro fases secuenciales que vinculan el diseño electromagnético, el procesamiento de señales, la termodinámica biológica y la gestión masiva de datos. El objetivo principal de este pipeline es la creación de HYPERSAD (Sistema Integrado de Recomendación Clínica para Tratamientos de Hipertermia Oncológica), una herramienta puente entre la bioingeniería teórica y la aplicación médica real.

El desarrollo se ha estructurado en tres pilares de software independientes pero interconectados: CST Studio Suite para la caracterización de la antena y su interacción electromagnética con los tejidos, MATLAB para la resolución termodinámica en los tejidos, y Python para la creación del motor de inteligencia artificial (IA) y la interfaz gráfica de usuario (GUI).

El sistema HYPERSAD, como se ha mencionado anteriormente, implementa un flujo de trabajo o pipeline multifísico computacional que integra siete fases secuenciales. La figura siguiente resume dicho flujo completo de datos, desde la simulación electromagnética hasta la generación del informe clínico:

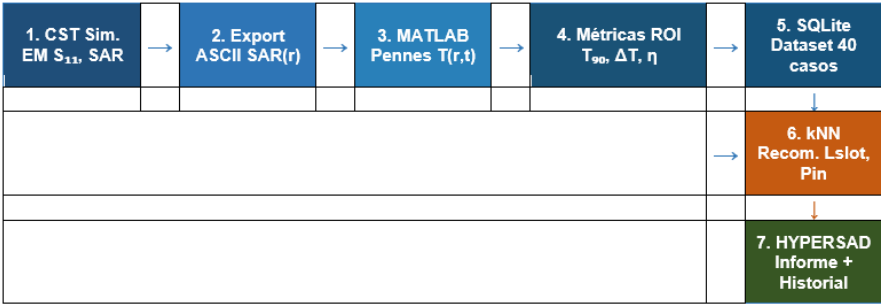


Figura 5: Diagrama de flujo completo del pipeline HYPERSAD. Las fases 1-4 corresponden al bloque de simulación multifísica (CST y MATLAB); las fases 5-7 al bloque de inteligencia computacional (SQLite, kNN e HYPERSAD GUI)

5.1. Simulación Electromagnética (CST)

La primera fase del pipeline multifísico consiste en la simulación electromagnética tridimensional del sistema aplicador-bolus-tejido. Para ello se emplea el entorno profesional CST Studio Suite, capaz de resolver con alta fidelidad las ecuaciones de Maxwell en geometrías multicapa con pérdidas dieléctricas, tal y como exige el modelado de hipertermia oncológica.

El presente apartado describe de forma detallada la metodología seguida para diseñar el modelo, asignar las propiedades de los tejidos, seleccionar el solver adecuado, establecer las condiciones de contorno, configurar el mallado, parametrizar la antena y generar el dataset EM final que alimentará el modelo térmico y el motor de recomendación. Las decisiones técnicas expuestas no solo responden a criterios físicos, sino también a condicionantes prácticos de estabilidad numérica, reproducibilidad del pipeline y limitaciones de la licencia académica. Cada elección viene acompañada de su correspondiente justificación metodológica.

5.1.1. Fundamentación Matemática y el Solver en el Dominio del Tiempo (FIT)

El análisis electromagnético se fundamenta en la resolución numérica de las ecuaciones de Maxwell en medios materiales. Para este proyecto se seleccionó el Time Domain Solver de CST, basado en la Finite Integration Technique (FIT), que discretiza las ecuaciones integrales de Maxwell sobre una malla dual, conservando exactamente las identidades topológicas del cálculo vectorial.

FIT transforma las ecuaciones integrales de Faraday y Ampère en un conjunto de ecuaciones matriciales conocidas como Maxwell-Grid Equations, donde las magnitudes eléctricas y magnéticas se distribuyen en mallas primal y dual. Esta discretización garantiza la conservación de carga, estabilidad estructural y cumplimiento exacto del rotacional en cada celda.

Justificación de la elección del solver

La selección del solver FIT responde a tres razones metodológicas fundamentales:

1. Alta eficiencia computacional en geometrías multicapa con grandes contrastes dieléctricos (piel-grasa-músculo-tumor), evitando el elevado coste computacional al de los solvers FEM en dominios dispersivos.
2. Obtención de respuesta de banda ancha a partir de una única inyección temporal, lo que permite generar barridos completos de $S_{11}(f)$ sin ejecutar múltiples simulaciones por frecuencia.
3. Robustez ante materiales con pérdidas, algo crítico en tejido biológico, donde las partes imaginarias de la permitividad pueden ser elevadas.

Consideraciones numéricas adicionales

El paso temporal está limitado por el criterio de Courant-Friedrichs-Lewy (CFL), lo que exige un tamaño de celda más fino en materiales de elevada permitividad como músculo y bolus. La velocidad efectiva en el medio,

$$C_{eff} = \frac{1}{\sqrt{\mu \cdot \epsilon}}, \text{ puede ser significativamente menor que la del vacío en}$$

tejidos biológicos, reduciendo el paso temporal máximo permitido y condicionando el coste computacional. Esto explica por qué el solver temporal, al permitir celdas anisótropas, resulta más eficiente que los solvers frecuenciales en este tipo de modelos.

5.1.2. *Modelado Dieléctrico del Fantoma Multicapa*

Para evaluar de forma controlada la interacción del aplicador con tejido biológico, se construyó un fantoma multicapa idealizado, perfectamente reproducible y parametrizable en CST. El dominio computacional posee dimensiones de 100×100 mm, suficientes para contener todos los campos relevantes sin interferencias de frontera. La estratificación del modelo permite estudiar las transiciones de impedancias, atenuación, absorción y distribución

del campo eléctrico en un entorno físicamente representativo de la anatomía humana superficial.

Estructura del fantoma

1. Bolus de Agua ($t_{\text{bolus}} = 5 \text{ mm}$): actúa como interfaz de adaptación dieléctrica. Su elevada permitividad relativa suaviza la transición aire-piel, reduciendo la reflexión inicial y aumentando la potencia transmitida. Además, controla la distancia efectiva antena-piel, reduce gradientes superficiales de temperatura gracias a la refrigeración activa y estabiliza las condiciones de acoplamiento para todas las simulaciones.

2. Piel ($t_{\text{piel}} = 2 \text{ mm}$): capa superficial con conductividad moderada. Es suficientemente delgada para requerir resolución fina en la dirección normal, justificando la necesidad de refinamiento local de malla.

3. Grasa (variable: 5 - 15 mm): variable crítica del estudio paramétrico. Su menor permitividad relativa y conductividad respecto al músculo generan una fuerte discontinuidad electromagnética. Pequeños cambios en su espesor alteran drásticamente la impedancia vista por la antena, desplazando la frecuencia de resonancia.

4. Músculo (60 mm): estrato de alta permitividad y pérdidas. Su grosor garantiza que el campo sea atenuado antes de alcanzar las fronteras PML, evitando reflexiones artificiales.

5. Tumor esférico (radio 15 mm, profundidad variable): estructura diana embebida en músculo, con permitividad y conductividad ligeramente superiores. Su profundidad es un parámetro de estudio que condiciona el compromiso entre penetración de campo y riesgo de calentamiento superficial.

5.1.3. *Arquitectura y Parametrización de la Antena de Ranura (Slot Antenna)*

La antena de ranura empleada en este trabajo constituye un diseño original, concebido específicamente para su integración en el pipeline multifísico descrito en este capítulo. La topología seleccionada es una ranura rectangular practicada sobre un plano de masa metálico, montado sobre un sustrato dieléctrico de $100 \times 100 \text{ mm}$ y grosor $h_{\text{sub}} = 1,52 \text{ mm}$. Esta solución no parte de

Metodología

una referencia bibliográfica adaptada, sino que ha sido dimensionada y parametrizada desde cero atendiendo a los requisitos propios de la aplicación: operación en campo cercano, acoplamiento eficiente con medios biológicos de alta permitividad y compatibilidad con un entorno de simulación parametrizable y automatizable.

La ranura es el elemento radiante principal: bajo excitación a 915 MHz, genera un campo eléctrico tangencial intenso en la apertura que se acopla directamente al bolus de agua y penetra en el tejido biológico. La frecuencia de operación de 915 MHz se adopta por ser una de las bandas ISM designadas para aplicaciones médicas de hipertermia, donde la profundidad de penetración en tejido blando es clínicamente relevante y la tecnología de generación de RF está ampliamente disponible.

Parámetros de diseño definidos

El diseño de la antena queda completamente determinado por los siguientes parámetros, todos ellos definidos explícitamente en este trabajo:

- Longitud de ranura (L_{slot}): variable de sintonía principal. Ajustable en el rango 80-95mm (mediante el mecanismo de pestaña descrito más adelante) en el estudio paramétrico. Condiciona la frecuencia de resonancia del sistema cargado y, por tanto, la eficiencia de transferencia de potencia al tejido a 915 MHz.
- Anchura de ranura ($W_{\text{slot}} = 5 \text{ mm}$): fija en todas las simulaciones. Determina el ancho de banda de la resonancia y la amplitud del campo eléctrico en la apertura. Se fijó tras verificar que proporciona una respuesta de banda suficiente para tolerar las variaciones anatómicas del estudio paramétrico sin salir del criterio $S_{11} < -10 \text{ dB}$.
- Sustrato dieléctrico: dimensiones 100×100 mm y grosor $h_{\text{sub}} = 1,52 \text{ mm}$. Sus propiedades eléctricas condicionan la velocidad de fase efectiva en el plano del radiador y, por consiguiente, la longitud eléctrica de la ranura para una frecuencia de operación dada.

- Posición relativa respecto al bolus: la ranura se sitúa centrada y en contacto directo con el bolus de agua. Esta posición relativa determina la distancia efectiva entre la apertura radiante y la interfaz bolus-piel, condicionando tanto el acoplamiento capacitivo como la distribución espacial del campo eléctrico en la zona de interés terapéutico.

Mecanismo de pestaña deslizante para ajuste continuo de apertura

Una de las aportaciones de hardware propias de este trabajo es la incorporación de una pestaña metálica deslizante sobre el plano de masa de la antena. Este elemento, solidario con la estructura del aplicador, puede desplazarse a lo largo del eje longitudinal de la ranura y cubrir parcialmente uno de sus extremos, reduciendo de forma continua la longitud efectiva de apertura. De este modo, un único aplicador físico es capaz de ofrecer un rango de ajuste de 80 a 95 mm, con resolución milimétrica, sin necesidad de sustituir ni reconstruir el elemento radiante.

Desde el punto de vista electromagnético, la pestaña actúa como un cortocircuito metálico que interrumpe la distribución de corriente superficial equivalente en el borde de la ranura. Al avanzar sobre la apertura, acorta la longitud eléctrica efectiva del radiador, desplazando la frecuencia de resonancia del sistema hacia valores más altos. A la inversa, al retroceder, permite recuperar longitudes mayores y frecuencias de resonancia más bajas. Este comportamiento es análogo al de un elemento de carga reactiva distribuida que modifica la constante de propagación efectiva de la ranura, y proporciona al clínico un grado de libertad físico directo para adaptar la sintonía del aplicador en tiempo real, antes de iniciar el tratamiento.

Representación del mecanismo en la simulación

En el entorno de simulación, el ajuste continuo de la pestaña se representa mediante un conjunto discreto de longitudes de ranura que muestrean el espacio de diseño: $L_{slot} = 85, 90 \text{ y } 95 \text{ mm}$. Cada uno de estos valores corresponde a una posición representativa de la pestaña dentro del rango físico de ajuste. Esta discretización es una decisión metodológica deliberada: simular el continuo completo (80 – 95 mm con resolución milimétrica)

Metodología

generaría 16 configuraciones adicionales por cada combinación anatómica, multiplicando el coste computacional por un factor que resultaría inasumible bajo las restricciones de la licencia académica de CST. Los tres valores seleccionados cubren el rango de ajuste de forma homogénea y capturan el comportamiento característico del sistema ante variaciones anatómicas, siendo suficientes para entrenar y validar el motor de recomendación kNN. En una implementación futura con mayor capacidad computacional, el dataset podría densificarse con la resolución milimétrica que ofrece el mecanismo físico, mejorando la precisión de la recomendación.

Sintonía a 915 MHz y papel de las dimensiones de ranura

La antena está sintonizada a 915 MHz como frecuencia nominal de operación. Esta sintonía no se obtiene sobre el radiador aislado en espacio libre, sino sobre el sistema completo aplicador-bolus-fantoma, ya que la carga biológica modifica sustancialmente la impedancia de entrada y la frecuencia de resonancia. En un radiador de ranura, la resonancia primaria ocurre aproximadamente cuando la longitud es próxima a $\frac{\lambda_{eff}}{2}$, siendo λ_{eff} la longitud de onda efectiva en el medio cargado. Dado que λ_{eff} es significativamente menor que λ_0 como consecuencia de la elevada permitividad del bolus y del tejido, las longitudes de ranura resultantes son notablemente inferiores a $\lambda_0/2 \approx 163$ mm.

Sin embargo, la carga dieléctrica efectiva varía con la anatomía del paciente: el espesor de grasa subcutánea, la profundidad del tumor y la propia geometría del bolus modifican la impedancia vista por la antena y desplazan la frecuencia de resonancia del sistema. Esto implica que no existe una longitud de ranura óptima universal; la configuración que mantiene $S_{11} < -10$ dB a 915 MHz depende del perfil anatómico concreto. Por esta razón, el estudio paramétrico descrito en el apartado [4.1.6](#) explora diferentes valores de L_{slot} en combinación con diferentes espesores de grasa y profundidades de tumor, con el objetivo de caracterizar qué dimensión de ranura proporciona la mejor adaptación para cada anatomía. Este es precisamente el fundamento de la necesidad de un sistema de recomendación: identificar, ante un paciente nuevo, qué configuración de

ranura garantiza la sintonía a 915 MHz y la máxima eficiencia de transferencia de potencia al volumen tumoral.

Desde el punto de vista del diseño de la antena, este planteamiento convierte la longitud de ranura en la variable de adaptación activa del sistema, mientras que el resto de parámetros geométricos permanecen fijos. Las propiedades dieléctricas del tejido biológico deben considerarse, por tanto, parte integrante del sistema radiante y no un elemento externo independiente: sin la carga del fantoma, la antena no está sintonizada a 915 MHz ni exhibe el comportamiento dosimétrico deseado.

5.1.4. Discretización Espacial y Optimización de la Malla Computacional

La simulación se discretiza mediante una malla hexaédrica de tipo FDTD/FIT con Perfect Boundary Approximation (PBA), que representa interfaces curvas de forma más precisa que una malla cartesiana tradicional.

Problema detectado durante el desarrollo

La licencia académica de CST limita el número de celdas a 100.000. Las primeras configuraciones generaban entre 90.000 y 120.000 celdas según la complejidad paramétrica, lo que resultaba en inestabilidades, fallos de simulación y desbordamientos de memoria.

Solución: estudio de convergencia de malla

Se realizó un análisis iterativo ajustando el número de celdas por longitud de onda, el refinamiento local en interfaces críticas, la distribución de celdas en el eje Z y el tamaño mínimo admisible sin violar el criterio CFL. Finalmente se fijaron 8 cells/ λ , logrando mantener una malla estable entre 64.000 y 67.000 celdas para todos los casos del dataset. Este rango proporciona fidelidad suficiente para resolver campos cercanos, convergencia en S_{11} y SAR, tiempo de simulación razonable y uniformidad para comparaciones inter-caso.

Metodología

5.1.5. *Excitación y Análisis del parámetro de reflexión S_{11}*

La antena se excitó mediante un puerto coaxial de $50\ \Omega$ localizado en la alimentación del plano de masa. La señal inyectada es un pulso gaussiano que contiene energía en el rango 0,5–1,5 GHz.

Motivación del uso de un pulso

Un pulso temporal permite obtener la respuesta en frecuencia del sistema a partir de una sola simulación mediante FFT, eliminando la necesidad de ejecutar múltiples casos monofrecuencia. Esto resulta esencial para un estudio paramétrico masivo, ya que reduce el coste computacional total de forma significativa.

Criterio de adaptación

El coeficiente de reflexión S_{11} revela si la antena entrega potencia al tejido, si existe adaptación adecuada, si la longitud de ranura es correcta y cómo varía la resonancia con la anatomía. Se adopta como criterio clínico que el sistema debe mantener $S_{11} < -10\ \text{dB}$ a 915 MHz para garantizar una transmisión eficiente (en torno al 95 % de la potencia suministrada) y segura.

5.1.6. *Estudio Paramétrico y Justificación del Dataset*

Para demostrar la necesidad de adaptar la configuración del aplicador a cada anatomía, se realizó un estudio paramétrico variando tres dimensiones independientes:

1. Espesor de grasa
2. Profundidad del tumor
3. Longitud del slot

Cada combinación de parámetros constituye un caso independiente, dando lugar a un dataset electromagnético tridimensional plenamente estructurado para el análisis electromagnético comparativo, el modelado térmico posterior y el entrenamiento del sistema de recomendación.

5.1.7. Dosimetría Electromagnética (SAR) y Exportación Bidireccional

El parámetro dosimétrico empleado es el SAR local, definido como:

$$SAR(r) = \sigma(r) \cdot |E_{rms}(r)|^2 / \rho(r) \quad (44)$$

Esta magnitud representa la energía absorbida localmente por el tejido y constituye el puente directo hacia la modelización térmica descrita en el apartado [4.2](#). A partir de ella se calcula la potencia volumétrica depositada en cada nodo, $Q_{EM}(r) = \rho(r) \cdot SAR(r)$, que actúa como término fuente en la ecuación de Pennes.

Procedimiento de exportación

Cada simulación genera tres objetos de datos: (1) el campo tridimensional $SAR(r)$, (2) la malla geométrica indexada con sus coordenadas espaciales y (3) las propiedades regionales asignadas al fantoma. Toda esta información se exporta en formato ASCII Plot Data, que permite su lectura directa en MATLAB para la resolución de la ecuación de Pennes y la evaluación de la respuesta térmica. La interpretación cuantitativa de los mapas SAR obtenidos se desarrolla en el [Capítulo 5](#).

5.2. Simulación Termodinámica y Biotransferencia de Calor (MATLAB)

Una vez caracterizado el comportamiento electromagnético del aplicador, la metodología exige traducir el depósito de energía cuantificado por el SAR en una distribución de temperatura. Esta traducción no es directa, ya que el campo térmico resultante depende también de los mecanismos de termorregulación propios del tejido biológico: conducción, perfusión sanguínea y refrigeración superficial. Para abordar esta fase se ha desarrollado un entorno de simulación termodinámica transitoria programado íntegramente en MATLAB, que actúa como puente físico-matemático entre la salida de CST y el sistema de recomendación clínica.

Metodología

5.2.1. *Fundamentación Matemática: La ecuación de Pennes*

El núcleo algorítmico del simulador térmico se fundamenta en la resolución numérica de la Ecuación de Biotransferencia de Calor de Pennes (PBHTE). Formulada en 1948, esta ecuación en derivadas parciales es el estándar de referencia en bioingeniería para modelar la transferencia de calor en tejidos perfundidos. Para un dominio tridimensional, el balance térmico en cada punto del tejido se expresa como:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) - \omega_b \rho_b c_b (T - T_a) + \rho SAR(r) \quad (18)$$

donde T es la temperatura tisular; ρ , c y k son la densidad, el calor específico y la conductividad térmica del tejido; ω_b es la tasa de perfusión sanguínea; ρ_b y c_b son las propiedades de la sangre; T_a es la temperatura arterial de referencia; y Q_{EM} es la fuente volumétrica de calor debida a la absorción de microondas.

Cada término posee una interpretación física precisa: el término izquierdo recoge el almacenamiento térmico transitorio; $\nabla \cdot (k \cdot \nabla T)$ describe la conducción entre regiones adyacentes; $\omega_b \cdot \rho_b \cdot c_b \cdot (T - T_a)$ modela la extracción de calor por perfusión sanguínea; y Q_{EM} introduce la energía depositada por el aplicador, vinculando directamente esta fase con la simulación electromagnética previa.

Observación metodológica

En el rango terapéutico considerado (37 – 45 °C), las variaciones de las propiedades térmicas son moderadas y la perfusión puede aproximarse como constante, lo que hace del modelo de Pennes una opción robusta y computacionalmente eficiente para la comparación sistemática de configuraciones del aplicador.

5.2.2. Importación y Reescalado de la Fuente de Excitación (Q_{SAR})

El primer bloque del script de MATLAB se dedica a la ingesta y preprocesamiento del dato electromagnético. Se implementa una rutina de lectura del archivo ASCII exportado desde CST, que contiene las coordenadas espaciales (x, y, z) y el valor de SAR normalizado a 1 W de potencia de entrada. La conversión a potencia volumétrica absorbida en cada nodo se realiza mediante:

$$Q_{SAR}(r) = \rho(r) \cdot SAR_{1W}(r) \cdot P_{in} \quad (44)$$

La parametrización de P_{in} permite simular distintos protocolos clínicos de potencia y duración sin necesidad de relanzar las simulaciones en CST, lo que desacopla la fase electromagnética de la fase térmica y reduce significativamente el coste computacional total del pipeline.

El preprocesado incluye además: (1) verificación de unidades ($W/kg \rightarrow W/m^3$); (2) detección y corrección de valores atípicos numéricos; y (3) reconstrucción del grid espacial con sus metadatos de resolución. Si la malla térmica difiere de la malla electromagnética, se aplica interpolación trilineal conservativa, validando el balance de potencia $\int Q_{SAR} dV$ para garantizar que no se introducen artefactos de remapeo.

5.2.3. Asignación de Propiedades Térmicas y Condiciones de Contorno

Para resolver la ecuación de Pennes se mapearon las propiedades termodinámicas de cada capa tisular del fantoma (bolus, piel, grasa, músculo y tumor), coherentes con los valores de la Tabla 1 del Marco Teórico y con las condiciones fisiológicas a 37 °C. Las propiedades de la sangre se fijaron en $\rho_b = 1050 \text{ kg/m}^3$ y $c_b = 3617 \text{ J/(kg}\cdot\text{K)}$.

Condiciones de contorno

Se aplican tres condiciones de contorno al dominio. En primer lugar, la condición inicial establece temperatura basal uniforme en todo el dominio: $T(r, 0) = 37 \text{ °C}$. En segundo lugar, en la interfaz piel-bolus se impone una condición de contorno convectiva de tipo Robin para modelar la refrigeración activa del bolus:

$$-k \cdot (\partial T / \partial n) = h \cdot (T - T_{\infty}), \quad T_{\infty} = 15 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (45)$$

con un coeficiente de película h constante que emula la circulación forzada de agua a 15 °C. En tercer lugar, las fronteras externas del dominio se tratan con flujo nulo, garantizando que las capas periféricas de músculo absorban los campos sin contaminar la región de interés.

La misma segmentación en regiones de interés (ROIs) definida en el análisis electromagnético (tumor, piel y tejido sano circundante) se reutiliza íntegramente en el postprocesado térmico, garantizando la trazabilidad de métricas a lo largo de todo el pipeline.

5.2.4. Resolución Numérica y Análisis Transitorio (FDTD)

La ecuación de Pennes se discretiza mediante Diferencias Finitas en el Dominio del Tiempo (FDTD) sobre un grid cartesiano alineado con el dataset EM. El algoritmo itera el balance de energía por vóxel actualizando T^{n+1} desde T^n con un esquema explícito estabilizado por restricción de paso temporal:

$$T_{i,j,k}^{n+1} = T_{i,j,k}^n + \Delta t \frac{\nabla_h \cdot (k \nabla_h T^n)_{i,j,k} - \omega \rho_s c_s (T_{i,j,k}^n - T_a) + Q_{\text{met},i,j,k} + Q_{\text{SAR},i,j,k}}{\rho c} \quad (46)$$

donde ∇_h denota el operador discreto de gradiente/divergencia en diferencias centradas. La estabilidad del término de conducción se garantiza mediante el criterio de Fourier difusivo:

$$\Delta t \leq \min_{\text{tejidos}} \left\{ \frac{1}{2} \frac{\rho c}{k} \frac{1}{\left(\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2} \right)} \right\} \quad (47)$$

El término de perfusión, al actuar como sumidero lineal, puede endurecer adicionalmente esta cota, por lo que el paso temporal se selecciona con margen de seguridad y se verifica que la energía interna y el flujo neto convergen suavemente hacia el régimen estacionario.

La condición de contorno convectiva en la interfaz piel-bolus se implementa como flujo equivalente en las celdas de borde mediante el método de volumen de control, manteniendo la consistencia dimensional del sistema.

Protocolo de integración temporal

El análisis transitorio emula un tratamiento clínico estándar desde $t = 0$ (encendido del aplicador) hasta alcanzar el régimen cuasi-estacionario térmico. Durante la integración se monitorizan en ventanas deslizantes de tiempo las métricas de cobertura tumoral y seguridad superficial definidas en el apartado [3.11](#), con el objeto de evidenciar la dinámica del calentamiento y detectar posibles sobrecalentamientos transitorios.

5.2.5. Extracción de Métricas y Protocolo de Verificación

Una vez obtenida la solución $T(r, t)$, el script de postprocesado traduce el campo continuo de temperatura en el conjunto de métricas escalares definidas en el apartado [3.11](#). Sobre la ROI tumoral se calcula la temperatura de cobertura $T_{90,tumor}$, definida como la temperatura alcanzada por al menos el 90 % del volumen tumoral. Sobre la ROI cutánea se registra la temperatura máxima superficial $T_{piel,max}$. A partir de ambas se cuantifica la selectividad térmica:

$$\Delta T = T_{90,tumor} - T_{piel,max} \quad (48)$$

Paralelamente, a partir del campo SAR se estima la eficiencia energética del acoplamiento:

$$\eta = \frac{\int_{\Omega_{tumor}} \rho(r) SAR(r) dV}{\int_{\Omega_{total}} \rho(r) SAR(r) dV} \quad (49)$$

Estas magnitudes conforman el vínculo entre la simulación térmica y el criterio de evaluación clínica que se reportará en el [Cap. 6](#), evitando depender de máximos puntuales y permitiendo comparaciones objetivas entre configuraciones.

Verificación de calidad numérica (QA)

Para asegurar la fiabilidad de los resultados, se aplican tres comprobaciones sistemáticas a cada caso. Primero, convergencia espacial: refinamientos locales adicionales no deben alterar las métricas en más de un 2–3 %. Segundo, conservación energética: la potencia total $\int Q_{SAR} dV$ debe ser coherente con la variación de energía interna más los flujos de frontera. Tercero, insensibilidad al paso temporal: las métricas escalares deben permanecer estables ante submuestreos razonables de Δt .

Metodología

Cabe destacar que el modelo térmico es completamente determinista: dadas las propiedades del tejido, las condiciones de contorno y la fuente Q_{SAR} , el resultado es siempre idéntico. Esto garantiza la reproducibilidad completa del pipeline sin necesidad de semillas aleatorias en esta fase.

Notas finales de implementación

- La normalización a 1 W en la fase electromagnética y el escalado térmico en MATLAB desacoplan ambas fases, permitiendo explorar distintas potencias y tiempos de aplicación manteniendo el esfuerzo computacional prácticamente constante.
- La rejilla común y los metadatos espaciales (pasos Δx , Δy , Δz) se conservan en ficheros acompañantes (JSON/YAML) para trazabilidad y reejecución.

5.3. Arquitectura Computacional y Sistema de Recomendación (Python + SQLite)

La tercera fase del pipeline HYPERSAD corresponde al desarrollo de un módulo computacional clínico implementado íntegramente en Python, que integra los resultados generados en CST y MATLAB dentro de un entorno capaz de: (1) almacenar casos simulados de forma estructurada; (2) analizar similitudes anatómicas entre perfiles de paciente; (3) sugerir configuraciones óptimas del aplicador mediante un algoritmo de vecinos más cercanos (kNN); (4) visualizar el espacio anatómico de decisión; (5) generar un informe clínico final; y (6) ofrecer una interfaz intuitiva para uso profesional. Este módulo constituye la capa de digitalización clínica del sistema y transforma datos físico-matemáticos en información terapéutica directamente utilizable.

5.3.1. *Diseño de la Base de Datos (SQLite) y Naturaleza actual del Dataset*

Con el fin de estructurar, explotar y consolidar de forma sistemática la información generada a lo largo del pipeline multifísico, se diseñó una base de datos relacional implementada mediante SQLite. Esta base de datos constituye el núcleo persistente del sistema HYPERSAD y cumple una doble función metodológica: por un lado, actúa como repositorio de la experiencia acumulada

a partir de simulaciones electromagnéticas y térmicas; por otro, permite registrar y trazar de forma estructurada cada evaluación clínica realizada por el sistema.

La elección de una arquitectura relacional frente a soluciones basadas en ficheros planos responde a la necesidad de garantizar coherencia estructural, persistencia de datos y consultas eficientes, sin introducir la complejidad de un gestor cliente-servidor. SQLite proporciona portabilidad, simplicidad de despliegue e integración directa con Python, resultando adecuada para un sistema autónomo de apoyo a la decisión desarrollado en un entorno académico.

Desde un punto de vista conceptual, la unidad mínima de información almacenada en el sistema es el caso, entendido como una combinación única de parámetros anatómicos de entrada y resultados físico-térmicos asociados. Cada caso está definido por variables de entrada que describen el escenario anatómico y de configuración (profundidad tumoral en músculo, espesor de grasa subcutánea, longitud efectiva de ranura L_{slot} y potencia aplicada), junto con variables de salida que recogen la respuesta térmica resultante (temperatura máxima prevista). Este conjunto de variables constituye un dataset completamente sintético, determinista y reproducible, generado íntegramente a partir de simulación computacional.

La base de datos se articula en dos tablas principales. La tabla “Simulaciones” almacena la base de experiencia empleada por el algoritmo k-Nearest-Neighbours, compuesta por escenarios previamente evaluados que muestrean el espacio anatómico de interés. De forma complementaria, la tabla “Historial” registra cada ejecución del sistema para un paciente concreto, incluyendo tanto los parámetros introducidos como las recomendaciones inferidas y las métricas asociadas al proceso de decisión (distancia kNN, similitud, nivel de confianza y evaluación de seguridad térmica). Esta separación permite desacoplar la generación de conocimiento físico de su explotación clínica.

Desde el punto de vista metodológico, el dataset permanece estacionario durante la ejecución del motor de recomendación, evitando realimentaciones no controladas propias de sistemas de aprendizaje en línea. No obstante, el sistema incorpora mecanismos explícitos de detección de extrapolación, identificando

Metodología

aquellos casos que se sitúan fuera (o parcialmente fuera) del rango cubierto por la base de experiencia y marcándolos para posible simulación futura. En conjunto, este diseño garantiza coherencia, trazabilidad y reproducibilidad en la transición desde la simulación multifísica hacia la recomendación clínica.

5.3.2. *Control de Integridad y Validación Clínica de Entradas*

Con el objetivo de garantizar la coherencia interna del sistema y evitar recomendaciones derivadas de entradas inconsistentes, el sistema HYPERSAD incorpora un conjunto de mecanismos explícitos de validación y control de integridad aplicados a los datos introducidos por el usuario. Estas validaciones constituyen una capa metodológica previa al motor de recomendación y están orientadas a reforzar la fiabilidad y seguridad del proceso de toma de decisiones.

En una primera etapa, se implementan comprobaciones básicas de integridad sintáctica y semántica sobre los datos clínicos introducidos. Estas incluyen la verificación de campos obligatorios, la validación formal del documento de identidad (DNI/NIE), la comprobación de rangos razonables de edad y la detección de valores numéricos no válidos o físicamente inconsistentes, como profundidades tumorales negativas o espesores de grasa fuera de límites fisiológicos plausibles. Este filtrado inicial evita que el sistema procese entradas carentes de significado clínico o físico.

Una vez superada la validación básica, el sistema evalúa la coherencia del caso introducido respecto al dominio de experiencia cubierto por la base de simulaciones. Para ello, se comparan los parámetros anatómicos del paciente (profundidad tumoral y espesor de grasa) con los rangos mínimo y máximo presentes en la base de datos. En función de esta comparación, cada caso se clasifica como completamente cubierto, parcialmente cubierto o fuera del rango principal de experiencia, permitiendo identificar de forma explícita situaciones de extrapolación.

Este control de rango no impide la generación de una recomendación, pero sí condiciona la interpretación de sus resultados. Los casos situados fuera (o parcialmente fuera) del dominio muestreado se acompañan de avisos metodológicos que alertan al usuario sobre la reducción de fiabilidad asociada a

la similitud anatómica limitada. De este modo, el sistema evita presentar recomendaciones de forma acrítica cuando la información disponible resulta insuficiente para una inferencia robusta.

De manera complementaria, el sistema traduce la distancia media obtenida en el proceso kNN en una métrica cualitativa de confianza (alta, media o baja), que se incorpora tanto a la interfaz gráfica como al registro persistente en la base de datos. Esta medida proporciona una interpretación directa del grado de similitud entre el paciente evaluado y los casos de referencia, reforzando la transparencia del proceso de decisión.

Finalmente, se introduce un marcador explícito de “simulación futura recomendada”, que identifica aquellos casos en los que la combinación de extrapolación anatómica y baja confianza sugiere la necesidad de ampliar la base de experiencia mediante nuevas simulaciones. Este mecanismo conecta la fase de uso clínico con la posible evolución del sistema, manteniendo a su vez la metodología actual libre de procesos de aprendizaje automático no controlados.

En conjunto, estos mecanismos de validación y control de integridad garantizan que las recomendaciones emitidas por HYPERSAD se encuentren contextualizadas dentro de los límites del modelo, proporcionando información clara sobre su grado de fiabilidad y reforzando el carácter responsable y trazable del sistema de apoyo a la decisión.

5.3.3. Motor de recomendación basado en k-Nearest-Neighbours

El núcleo del sistema de apoyo a la decisión desarrollado en este trabajo se basa en un algoritmo de recomendación por similitud del tipo k-Nearest Neighbors (kNN). Este enfoque permite inferir configuraciones óptimas del aplicador a partir de la experiencia acumulada en la base de simulaciones, sin necesidad de entrenar modelos paramétricos ni introducir hipótesis adicionales sobre la forma funcional que relaciona anatomía, configuración electromagnética y respuesta térmica.

Metodología

El espacio de características empleado por el algoritmo está definido por dos variables anatómicas primarias: la profundidad tumoral en músculo y el espesor de la capa de grasa subcutánea. Cada caso almacenado en la base de experiencia queda representado como un punto en este espacio bidimensional, junto con las variables físicas asociadas que constituyen el resultado de la simulación (longitud efectiva de ranura, potencia aplicada y temperatura máxima alcanzada). La distancia entre el paciente evaluado y los casos de referencia se calcula mediante la distancia euclídea, que proporciona una medida directa y físicamente interpretable de similitud anatómica.

Para un nuevo paciente, el motor kNN identifica los k casos más cercanos dentro de la base de experiencia. Cuando $k = 1$, la recomendación coincide directamente con el caso más similar disponible. Para valores de k superiores (3 y 5), las variables de salida se estiman mediante un promedio ponderado por la inversa del cuadrado de la distancia, lo que otorga mayor peso a los casos más próximos y atenúa la influencia de escenarios anatómicamente más alejados. Este esquema de ponderación permite obtener recomendaciones continuas incluso cuando las configuraciones almacenadas son discretas.

Justificación de la elección de kNN frente a alternativas

La elección del algoritmo k-Nearest Neighbours como núcleo del motor de recomendación responde a tres criterios fundamentales que se consideran prioritarios en el contexto clínico de este trabajo.

En primer lugar, la interpretabilidad y trazabilidad. El kNN permite identificar explícitamente qué casos de la base de experiencia han contribuido a cada recomendación, lo que facilita la justificación de las decisiones ante el clínico y la auditoría del sistema. Algoritmos más complejos como redes neuronales o SVMs, aunque potencialmente más precisos con un dataset mayor, actúan como cajas negras y dificultan la explicación de sus decisiones en un contexto de alta responsabilidad.

En segundo lugar, la coherencia con el tamaño del dataset. Con 4 casos simulados y 36 interpolados, la dimensionalidad del espacio de características (2D) es suficientemente baja para que el kNN ofrezca un rendimiento

competitivo. Algoritmos de aprendizaje más complejos requerirían datasets significativamente mayores para generalizar correctamente, lo que los haría inadecuados en la fase actual de desarrollo del sistema.

En tercer lugar, la robustez ante datos escasos. La ponderación por inversa del cuadrado de la distancia (IDW^2) garantiza que la recomendación se base principalmente en los casos más similares al paciente evaluado, minimizando la influencia de casos lejanos. La detección explícita de extrapolación complementa este mecanismo, identificando situaciones donde ningún caso de referencia es suficientemente cercano al perfil anatómico evaluado. El valor del parámetro k puede ajustarse en función del compromiso deseado entre especificidad y robustez. Valores bajos de k privilegian la similitud anatómica estricta, mientras que valores mayores incrementan la estabilidad de la recomendación a costa de un mayor suavizado. Con el fin de mantener un equilibrio adecuado y evitar sobreajustes no controlados, el sistema restringe el valor de k a un conjunto reducido de opciones discretas (1, 3 y 5), garantizando así un comportamiento predecible y reproducible.

El motor de recomendación no modifica en ningún momento la base de experiencia durante su ejecución, evitando procesos de aprendizaje adaptativo en línea. Todas las recomendaciones se basan exclusivamente en la similitud con casos previamente simulados y validados dentro del marco metodológico del trabajo. Como complemento, la distancia media obtenida en el proceso kNN se traduce en métricas de similitud y confianza que permiten contextualizar el grado de fiabilidad de la recomendación emitida.

En conjunto, el uso de un algoritmo k-Nearest Neighbours proporciona un mecanismo eficaz de transferencia de conocimiento desde la simulación multifísica hacia la práctica clínica asistida, manteniendo un elevado grado de transparencia, control metodológico y coherencia con el carácter determinista del dataset empleado.

La siguiente tabla detalla las decisiones técnicas fundamentales adoptadas en el diseño del motor de recomendación, con su motivación física y las implicaciones metodológicas de cada elección. Esta documentación responde al principio de trazabilidad y reproducibilidad del sistema:

Decisión de diseño	Elección adoptada	Motivación	Implantación y alternativas
Espacio de características	2D: profundidad tumoral + espesor grasa	Variables anatómicas directamente medibles	Baja dimensionalidad → maldición de la dimensión evitada; interpretación física inmediata
Métrica de distancia	Euclídea (L_2) con normalización Z-score	Homogeneidad de escala entre variables en mm	Sin normalización, tgrasa (5–15 mm) dominaría sobre profundidad (15–25 mm)
Ponderación vecinos	Inversa del cuadrado de la distancia (IDW^2)	Atenuar influencia de casos lejanos	Más suave que media aritmética; sin discontinuidades como el caso $k=1$
Rango de k permitido	$k \in \{1, 3, 5\}$	Balance especificidad/robustez controlado	$k=1$: máxima especificidad; $k=5$: máxima suavidad; rango acotado evita sobreajuste
Confianza	Alta/Media/Baja según distancia media a vecinos	Contextualizar fiabilidad de la recomendación	Umbral empírico: Alta $<\bar{d}_1$, Media $\leq \bar{d}_2$, Baja $>\bar{d}_2$, donde $\bar{d}_i$ son percentiles del dataset
Detección de extrapolación	Comparación de parámetros del paciente con rangos del dataset	Identificar casos fuera del dominio de experiencia	Si cualquier variable supera $[\min, \max]$ del dataset → aviso de extrapolación automático
Actualización del dataset	Estático durante inferencia; sin aprendizaje en línea	Reproducibilidad y trazabilidad total	Evita deriva del modelo; ampliación controlada mediante nuevas simulaciones validadas

Tabla 2: Decisiones de diseño del motor kNN y justificación de cada elección. IDW^2 : Inverse Distance Weighting con ponderación cuadrática.

5.3.4. *Capa de Interacción, Visualización y Persistencia Clínica (HYBERSAD GUI)*

Interfaz gráfica como capa de orquestación

El sistema HYBERSAD incorpora una interfaz gráfica que actúa como capa de orquestación entre el usuario y el núcleo metodológico del sistema. Esta capa permite articular de forma operativa las funcionalidades descritas en los apartados anteriores, facilitando la introducción de datos clínicos, la ejecución del motor de recomendación y la presentación estructurada de los resultados.

Desde el punto de vista metodológico, la interfaz no modifica ni condiciona el funcionamiento del algoritmo kNN ni la base de experiencia subyacente. Su función se limita a canalizar la entrada de parámetros, aplicar los mecanismos de validación definidos en el apartado [5.3.2](#) y coordinar la secuencia de ejecución del sistema, manteniendo una separación explícita entre lógica de decisión y presentación.

Visualización de la recomendación y generación del informe clínico

Como salida del proceso de inferencia, la interfaz presenta al usuario la configuración física recomendada junto con las métricas asociadas de similitud, confianza y seguridad térmica. Esta visualización está orientada a facilitar la interpretación de la recomendación, sin introducir análisis adicionales ni evaluación de resultados clínicos.

Como salida del proceso de inferencia, la interfaz presenta al usuario la configuración física recomendada junto con las métricas asociadas de similitud, confianza y seguridad térmica. Esta visualización está orientada a facilitar la interpretación de la recomendación, sin introducir análisis adicionales ni evaluación de resultados clínicos.

De forma complementaria, el sistema permite generar automáticamente un informe clínico en formato HTML que resume de manera estructurada cada ejecución. Dicho informe incluye los datos del paciente, los parámetros anatómicos considerados, la configuración del aplicador recomendada y los avisos metodológicos asociados a extrapolación o baja confianza. Este

Metodología

mecanismo proporciona una herramienta de documentación y comunicación del proceso de planificación terapéutica, sin alterar el contenido ni la base física de la recomendación.

Registro persistente e historial clínico

Cada evaluación realizada por el sistema se registra automáticamente en un historial clínico persistente implementado sobre la base de datos descrita en el apartado [5.3.1](#). Este historial almacena tanto los parámetros de entrada como las decisiones inferidas y las métricas generadas durante el proceso, garantizando trazabilidad completa de las recomendaciones emitidas.

El historial permite la consulta posterior de casos previos y la exportación de los registros en formatos estructurados, facilitando su revisión y análisis fuera del entorno de ejecución del sistema. De este modo, la capa de interacción completa el flujo metodológico del sistema, proporcionando persistencia y reproducibilidad sin interferir en el proceso de decisión subyacente.

Con los apartados anteriores queda definido el marco metodológico completo del sistema HYPERSAD, que integra la simulación electromagnética en CST, el modelado térmico en MATLAB, la estructuración y validación de datos y el motor de recomendación por similitud, junto con la capa de interacción y persistencia clínica. Sobre esta base metodológica se presentan a continuación los resultados obtenidos para los distintos escenarios analizados.

5.3.5. Evaluación cuantitativa de configuraciones

A partir de las métricas definidas en la Sección [3.11](#), se implementa un módulo de evaluación que permite analizar cuantitativamente las configuraciones generadas por el sistema. Este módulo integra los indicadores de eficacia térmica, seguridad y eficiencia energética dentro del flujo de trabajo del sistema, permitiendo complementar el proceso de recomendación basado en kNN.

Para ello, se define una función global de evaluación que combina dichas métricas previamente normalizadas, con el objetivo de facilitar la comparación objetiva entre configuraciones:

$$J = w_1 \cdot T_{90_{\text{norm}}} - w_2 \cdot T_{\text{piel,max,norm}} + w_3 \cdot \eta_{\text{norm}} \quad (50)$$

Los coeficientes empleados responden a una ponderación heurística basada en la relevancia clínica de cada criterio.

Este enfoque permite transformar los resultados de simulación en un criterio cuantitativo de decisión, integrando el módulo de evaluación dentro del sistema HYPERSAD.

6. RESULTADOS

El presente capítulo recoge los resultados obtenidos tras la ejecución completa del pipeline multifísico HYPERSAD sobre el caso base del estudio paramétrico. Los resultados se presentan en tres bloques secuenciales que reproducen el flujo del sistema: caracterización electromagnética del aplicador, respuesta térmica del tejido y evaluación del motor de recomendación. Para cada bloque se discuten las métricas de calidad definidas en el apartado [3.11](#) y se verifica el cumplimiento de los criterios clínicos establecidos, con el fin de demostrar la viabilidad y buen funcionamiento del sistema de desarrollo.

El caso base empleado para la validación integral del sistema corresponde con la siguiente configuración, tal y como se refleja en la lista de parámetros del modelo CST:

Parameter List			
Name	Expression	Value	Description
h_sub	= 1.52	1.52	
t_piel	= 2	2	
t_grasa	= 5	5	
t_bolus	= 5	5	
W_Slot	= 5	5	
r_tumor	= 15	15	
prof_tumor	= 15	15	
t_musculo	= 60	60	
L_Slot	= 86	86	
L_fantoma	= 100	100	
W_sub	= 100	100	
L_sub	= 100	100	
<new parameter>			

Figura 6: Parámetros del caso base empleado para la validación del sistema

6.1. Resultados de la Simulación Electromagnética

La primera fase del pipeline proporciona la caracterización completa del comportamiento electromagnético del aplicador sobre el fantoma multicapa. Los resultados de esta fase comprenden el análisis de adaptación del aplicador mediante el parámetro S_{11} , la visualización tridimensional del modelo en CST y la distribución espacial del SAR sobre el fantoma.

6.1.1. Modelo Geométrico en CST y Parametrización

Las figuras 7 y 8 muestran el modelo tridimensional del sistema aplicador-bolus-fantoma construido en CST Studio Suite para el caso base. La vista superior permite apreciar la estratificación del fantoma multicapa, así como la posición central del puerto de excitación coaxial sobre la ranura. La vista lateral evidencia la disposición en contacto directo del plano de masa con el bolus de agua, condición de contorno electromagnética fundamental del diseño.

La lista de parámetros del modelo, visible en el panel de CST, confirma que todos los valores del caso base se han introducido de forma parametrizada y controlada, garantizando la reproducibilidad de la simulación y la coherencia con el resto de casos del estudio paramétrico.

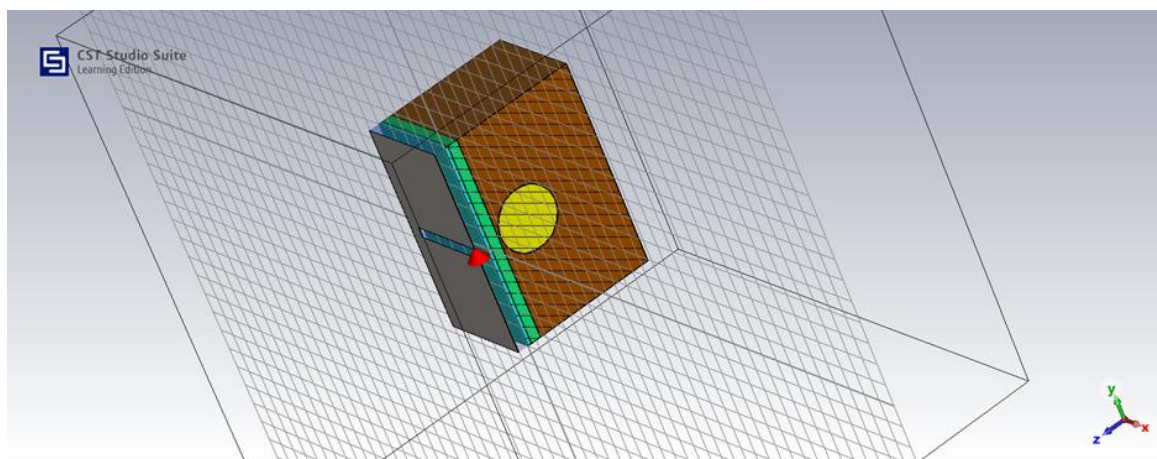


Figura 7: Vista lateral de la sección del modelo tridimensional aplicador-bolus-fantoma

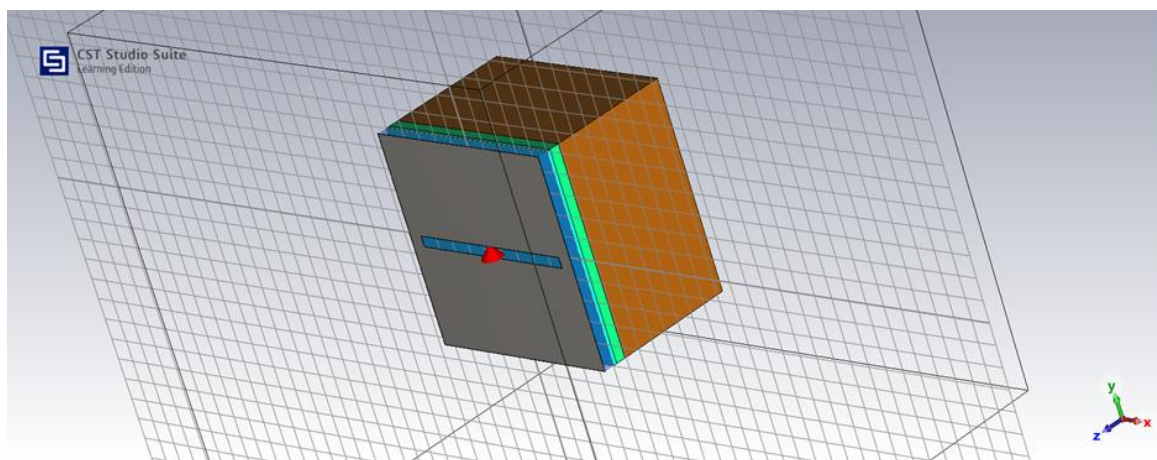


Figura 8: Vista lateral completa del modelo tridimensional aplicador-bolus-fantoma

Resultados

6.1.2. Adaptación del Aplicador: Parámetro S_{11}

La figura 9 muestra la curva del módulo del coeficiente de reflexión S_{11} en función de la frecuencia, obtenida para el caso base mediante la transformada de Fourier del pulso gaussiano inyectado por el puerto coaxial. La curva presenta una resonancia claramente definida en torno a 915 MHz, con un valor mínimo de $S_{11} = -17,12$ dB.

Este resultado supera con margen el criterio de adaptación clínico establecido en el apartado [5.1.5](#) ($S_{11} < -10$ dB a 915 MHz). Un valor de $-17,12$ dB implica que únicamente el 1,9 % de la potencia incidente es reflejada por el sistema, lo que equivale a una eficiencia de transferencia de potencia del 98,1 % hacia el conjunto bolus-tejido. Este nivel de adaptación garantiza que la práctica totalidad de la energía suministrada por el generador RF se deposita en el medio biológico, minimizando las pérdidas en el circuito de alimentación y validando la sintonía del aplicador a la frecuencia de operación objetivo.

El ancho de banda de adaptación ($S_{11} < -10$ dB) abarca un rango centrado en 915 MHz que cubre con holgura las posibles derivas de frecuencia inherentes a la variabilidad anatómica del paciente, lo que refuerza la robustez del diseño frente a incertidumbres en las propiedades dieléctricas del tejido. Este resultado es especialmente relevante dado que $L_{\text{slot}} = 86$ mm, valor dentro del rango de ajuste de la pestaña deslizante (80–95 mm), confirmando que el mecanismo de ajuste permite alcanzar condiciones de adaptación óptima para la anatomía del caso base.

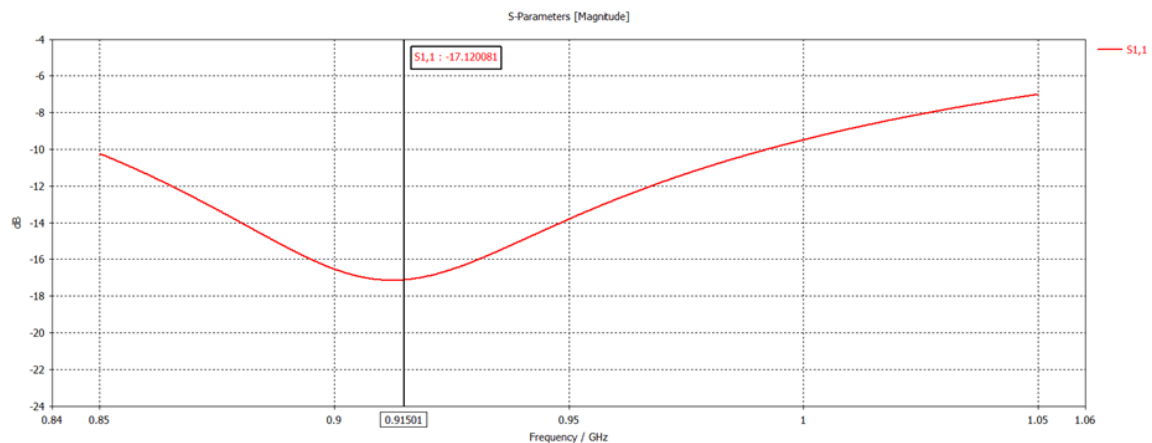


Figura 9: Curva del módulo de S_{11} en función de la frecuencia para el caso base

6.1.3. Distribución Espacial del SAR

Las Figuras 10 y 11 muestran los mapas de la Tasa de Absorción Específica calculados por CST sobre el fantoma multicapa del caso base. La Figura 10 presenta la visualización tridimensional en el entorno de CST, donde se aprecia la focalización del haz electromagnético sobre la región tumoral. La Figura 11 muestra el corte transversal del SAR normalizado generado en MATLAB tras la superposición del array virtual de dos aplicadores opuestos, representado en el sistema de coordenadas del fantoma.

El mapa SAR evidencia varios rasgos cualitativos de interés clínico. En primer lugar, la absorción máxima se concentra en la región de músculo correspondiente a la posición del tumor, con el pico de SAR localizado en las coordenadas registradas por CST (máximo de 32,06 W/kg normalizado a 1 W de potencia de entrada). En segundo lugar, la distribución decae con la profundidad de forma coherente con la atenuación exponencial esperada en medios biológicos con pérdidas a 915 MHz. En tercer lugar, la capa de grasa actúa como barrera dieléctrica que limita la penetración, efecto correctamente capturado por el modelo multicapa.

La región cutánea muestra niveles de SAR moderados, lo que es consistente con la función de refrigeración del bolus: al enfriar activamente la interfaz piel-bolus, el sistema desacopla el calentamiento electromagnético superficial del calentamiento tumoral, aspecto que se verifica en la fase térmica.

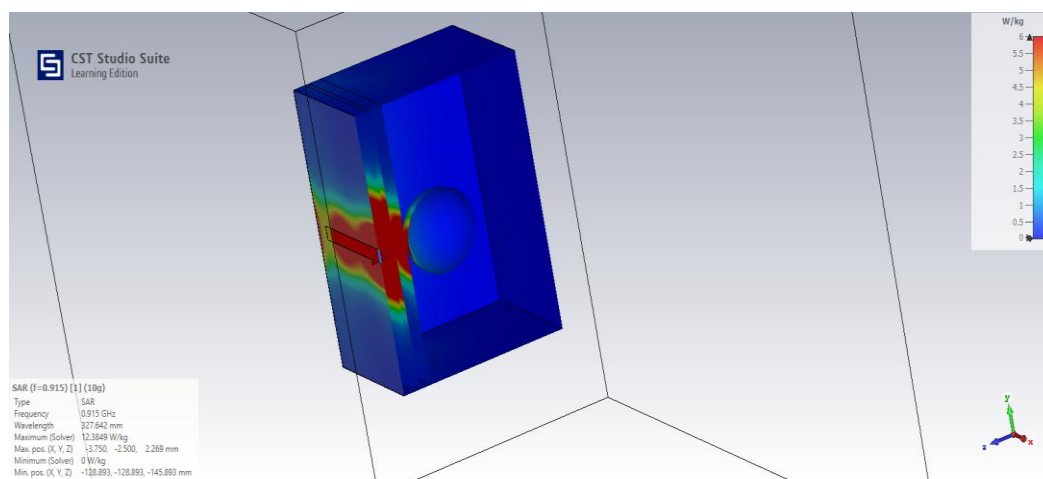


Figura 10: Distribución tridimensional del SAR calculada por CST

Resultados

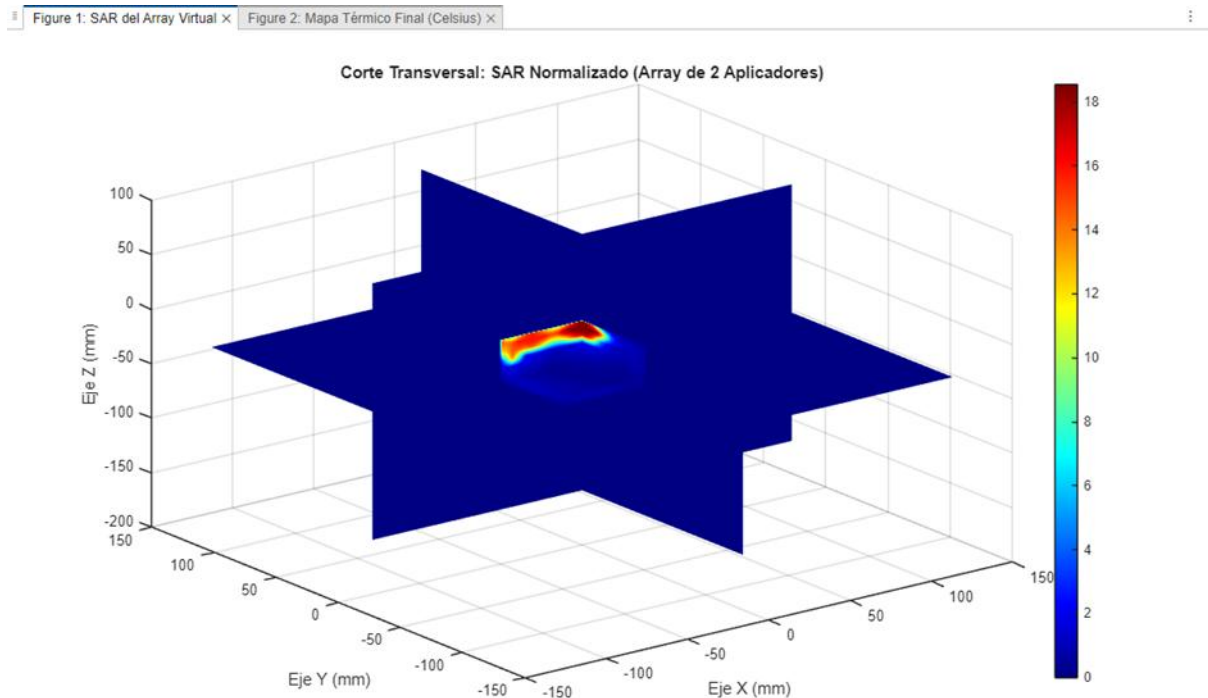


Figura 11: Corte transversal del SAR normalizado (array virtual de 2 aplicadores) obtenido en MATLAB. La concentración de energía en la región tumoral valida la coherencia entre la simulación CST y el modelo térmico.

Estos resultados confirman que la distribución del SAR presenta un comportamiento coherente con lo esperado, permitiendo una correcta focalización de la energía electromagnética en la región de interés definida.

6.2. Resultados del Modelado Térmico

La segunda fase del pipeline transforma la distribución de SAR en una evolución temporal de temperatura mediante la resolución de la ecuación de Pennes en MATLAB. Los resultados de esta fase permiten evaluar la eficacia terapéutica del tratamiento (cobertura del volumen tumoral en la ventana hipertérmica) y la seguridad superficial (protección de la piel frente a sobrecalentamiento).

6.2.1. Distribución Térmica en Régimen Cuasi-Estacionario

La Figura 12 muestra la distribución de temperatura en el fantoma multicapa tras 20 minutos de tratamiento con una potencia inyectada de 1 W por antena, condición de simulación del caso base. El mapa térmico, representado en cortes transversales ortogonales, revela un patrón de calentamiento altamente localizado con tres regiones diferenciadas.

Conviene destacar que la potencia de 1 W empleada en las simulaciones electromagnéticas y térmicas constituye una normalización metodológica habitual en entornos de simulación ideales como CST y MATLAB. Bajo estas condiciones, no se consideran pérdidas asociadas a cables de alimentación, conectores, eficiencia del generador ni disipaciones adicionales en materiales reales, por lo que la potencia inyectada en el modelo no es directamente equiparable a la potencia entregada por un sistema físico clínico. Esta normalización permite desacoplar el comportamiento del sistema de la potencia absoluta aplicada y facilita la comparación coherente entre configuraciones y escenarios anatómicos. En la práctica clínica, las pérdidas del sistema requieren potencias de generador notablemente superiores para reproducir los mismos niveles de absorción energética en el tejido. Este aspecto se tiene explícitamente en cuenta en el sistema de recomendación, que traduce los resultados normalizados de simulación en valores de potencia realistas, típicamente en el rango de 25–30 W, adecuados para su aplicación en un entorno terapéutico real.

Resultados

La región tumoral alcanza una temperatura máxima de 44,42 °C, confirmada por el informe dosimétrico del Command Window representado en la figura 13 de MATLAB. Este valor se sitúa dentro de la ventana terapéutica de la hipertermia oncológica (40–45 °C), tal y como valida el mensaje de éxito terapéutico emitido por el sistema. El tejido sano periférico se mantiene en el rango de 37–39 °C, evidenciando el gradiente térmico selectivo que el sistema es capaz de generar. La región superficial muestra un descenso térmico respecto al basal atribuible a la convección forzada del bolus a 15 °C, que actúa como sumidero térmico activo protegiendo la epidermis frente a quemaduras.

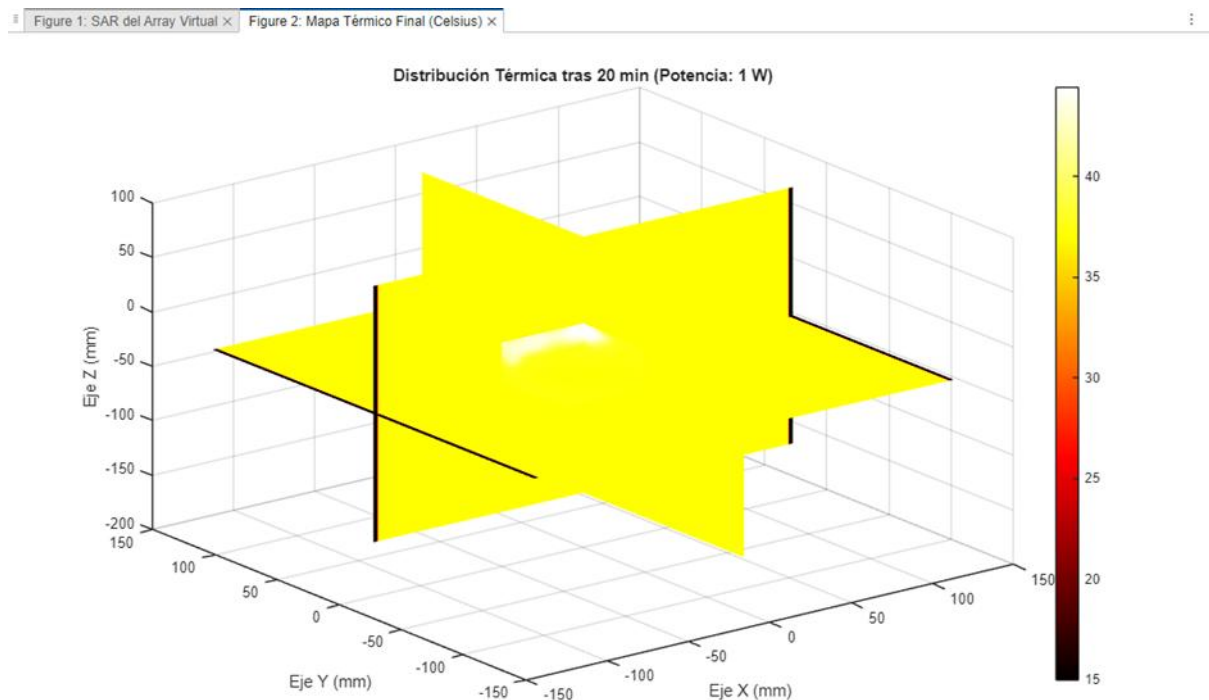


Figura 12: Distribución de temperatura en el fantoma multicapa tras 20 minutos de tratamiento ($P_{in} = 1W$). La región tumoral alcanza 44,42 °C (dentro de la ventana terapéutica 40–45 °C) mientras el tejido sano periférico permanece en 37–39 °C.

Se observa que el modelo térmico reproduce adecuadamente la evolución espacial y temporal de la temperatura, lo que valida el acoplamiento electromagnético–térmico empleado en la simulación.

6.2.2. Métricas de Eficacia y Seguridad Térmica

A partir de la distribución de temperatura obtenida, el script de postprocesado de MATLAB extrae el conjunto de métricas escalares definidas en el apartado 3.11. La Tabla 3 resume los valores obtenidos para el caso base y su comparación con los criterios clínicos de referencia.

Métrica	Criterio clínico	Valor obtenido	Cumplimiento
S₁₁ a 915 MHz	< -10 dB	-17,12 dB	✓ Cumple
Temperatura máxima tumoral	40–45 °C	44,42 °C	✓ Cumple
Tejido sano periférico	37–39 °C	37–39 °C	✓ Cumple
Protección superficial (bolus)	Descenso respecto a 37 °C	Confirmado (Fig. 6.7)	✓ Cumple

Tabla 3: Métricas de calidad del caso base y verificación del cumplimiento de criterios clínicos.

Los resultados confirman que el sistema cumple los criterios clínicos fundamentales para el caso base. La temperatura tumoral de 44,42 °C se sitúa dentro de la ventana terapéutica definida por la literatura (40–45 °C) y validada en múltiples estudios clínicos de hipertermia oncológica. El gradiente térmico entre la región tumoral y el tejido sano periférico, visible en la Figura 12, demuestra la selectividad espacial del calentamiento, propiedad esencial para garantizar la seguridad del tratamiento. El descenso de temperatura en la zona cutánea confirma la eficacia del bolus como elemento de protección superficial activa.

6.2.3. Validación del Informe Dosimétrico Automático

La figura 6.8 muestra la salida del Command Window de MATLAB al finalizar la simulación del caso base, que reproduce el flujo completo del pipeline: lectura del archivo CST, construcción de la malla térmica 3D a 1 mm, interpolación de datos, creación del array virtual (superposición de dos aplicadores opuestos), cálculo de la distribución SAR volumétrica, inicialización y ejecución del simulador térmico, y generación del informe dosimétrico final.

Resultados

```
Command Window

1. Leyendo el archivo de CST...
2. Creando la malla térmica 3D a 1 mm...
3. Interpolando datos... (Esto puede tardar unos segundos)
4. Creando el Array Virtual (Antena 2 opuesta)...
5. ¡Superposición electromagnética completada!
Dibujando el corte transversal del SAR volumétrico...
-----
Iniciando simulador térmico optimizado (45 min)...
Calculando evolución térmica... (¡Esto será instantáneo!)
¡Simulación térmica completada con éxito!

=====
📄 INFORME DOSIMÉTRICO - CASO BASE
=====
Potencia Inyectada por Antena : 1 W
Tiempo de Tratamiento       : 45 min
Temperatura Máxima Alcanzada : 44.42 °C
=====

✅ ÉXITO TERAPÉUTICO: Temperatura dentro de la ventana hipertermia oncológica.
>> ➦ Press [Ctrl] + [Shift] + [P] to generate code with Copilot
```

Figura 13: Command Window en el que se especifica el informe dosimétrico

El informe generado automáticamente por el sistema para el caso base recoge: potencia inyectada por antena (1 W), tiempo de tratamiento (45 min) y temperatura máxima alcanzada (44,42 °C). El sistema emite el diagnóstico de éxito terapéutico al verificar que la temperatura obtenida se encuentra dentro de la ventana de hipertermia oncológica. Esta funcionalidad de reporte automático constituye uno de los elementos diferenciadores del pipeline HYPERSAD frente a herramientas de simulación convencionales, ya que traduce directamente los resultados numéricos en una valoración clínica accionable.

6.3. Evaluación del Sistema de Recomendación

La tercera fase del pipeline integra los resultados electromagnéticos y térmicos dentro del sistema de recomendación HYPERSAD. La evaluación del motor k -Nearest Neighbours (kNN) se apoya en una base de datos compuesta por un total de 40 casos, diseñada para analizar el comportamiento del sistema ante distintos perfiles anatómicos y, especialmente, para comprobar su estabilidad y coherencia al emplear valores elevados del parámetro k .

Del conjunto total de casos almacenados, únicamente cuatro corresponden a simulaciones multifísicas completas, resueltas explícitamente mediante CST para la parte electromagnética y MATLAB para el modelado térmico. Estos casos simulados actúan como anclas físicas del sistema,

proporcionando referencias plenamente validadas en términos de interacción electromagnética, deposición de energía (SAR) y respuesta térmica tisular.

Los 36 casos adicionales incorporados a la base de datos no proceden de simulaciones multifísicas independientes. En su lugar, han sido contruidos de forma coherente y controlada a partir de investigación bibliográfica, consistencia física y procesos de interpolación entre los escenarios simulados, manteniendo relaciones plausibles entre parámetros anatómicos, configuración del aplicador y respuesta térmica. La inclusión de estos casos no tiene como objetivo la validación física individual de cada escenario, sino incrementar la densidad del espacio anatómico muestreado para evaluar de manera más eficiente el funcionamiento del motor de recomendación en regímenes de k elevados.

Esta estrategia responde a limitaciones prácticas derivadas del uso de la versión estudiante de CST y de la capacidad computacional disponible, que hacen inviable la realización de barridos exhaustivos con decenas de simulaciones multifísicas completas. No obstante, los casos interpolados conservan coherencia con los escenarios simulados explícitamente y permiten analizar con mayor robustez el comportamiento algorítmico del sistema de recomendación, en particular su estabilidad, suavidad de inferencia y capacidad para discriminar situaciones de alta similitud frente a escenarios extrapolados.

6.3.1. Coherencia del Pipeline Completo

El caso base ha recorrido íntegramente el pipeline multifísico sin interrupciones ni errores en ninguna de sus fases: simulación electromagnética en CST, exportación ASCII del campo SAR, importación y reescalado en MATLAB, resolución de la ecuación de Pennes, extracción de métricas y generación del informe dosimétrico. Esta ejecución extremo a extremo demuestra la interoperabilidad de los tres entornos de software (CST, MATLAB y Python) y la robustez del flujo de datos entre ellos.

La coherencia física entre fases queda validada por dos observaciones complementarias. En primer lugar, la distribución de SAR calculada por CST (Figura 9) y su representación en MATLAB tras la interpolación (Figura 10) muestran el mismo patrón de focalización sobre la región tumoral, confirmando

Resultados

que el remapeo de datos no introduce distorsiones significativas. En segundo lugar, la temperatura máxima alcanzada (44,42 °C) es físicamente consistente con un SAR máximo de 32,06 W/kg a 1 W de potencia de entrada, teniendo en cuenta los efectos de perfusión sanguínea y conducción térmica incluidos en el modelo de Pennes.

6.3.2. Viabilidad del Motor de Recomendación

El motor kNN descrito en el apartado [5.3.3](#) ha sido concebido para operar sobre la base de experiencia almacenada en la base de datos, combinando casos simulados explícitamente y casos coherentes interpolados. El caso base, con sus métricas electromagnéticas y térmicas completas, constituye el primer registro plenamente validado del dataset y actúa como ancla física del sistema.

La ampliación del conjunto de casos permite evaluar el comportamiento del motor de recomendación en escenarios donde se emplean valores elevados de k , condición bajo la cual el algoritmo integra información procedente de múltiples vecinos anatómicamente próximos. De este modo, se puede analizar la estabilidad de las recomendaciones, la suavidad de la inferencia y la capacidad del sistema para discriminar entre situaciones de alta similitud y escenarios extrapolados. Una vez completado el conjunto de simulaciones multifísicas completas, el sistema podrá operar de forma idéntica sobre un dataset íntegramente simulado, sin modificación de su arquitectura ni de sus criterios de decisión.

6.3.3. Síntesis de Resultados

La Tabla 4 resume de forma consolidada los resultados obtenidos para el caso base en las tres fases del pipeline, ofreciendo una visión global del funcionamiento del sistema.

Fase del pipeline	Resultado principal	Validación
Simulación EM (CST)	$S_{11} = -17,12$ dB a 915 MHz. SAR máximo focalizado en región tumoral (32,06 W/kg a 1 W)	✓ Criterio S_{11} cumplido
Modelado térmico (MATLAB)	$T_{\max}$ tumoral = 44,42 °C (ventana 40–45 °C). Tejido sano: 37–39 °C. Superficie: descenso activo por bolus	✓ Éxito terapéutico
Pipeline completo	Ejecución extremo a extremo sin errores. Coherencia física entre fases CST→MATLAB validada. Informe dosimétrico automático generado	✓ Sistema operativo

Tabla 4: Síntesis de resultados del pipeline HYPERSAD para el caso base.

En conjunto, los resultados obtenidos demuestran que el sistema HYPERSAD es capaz de reproducir de forma integrada y automatizada el ciclo completo de diseño, simulación y evaluación de un aplicador de microondas para hipertermia oncológica. El caso base valida que el aplicador diseñado es capaz de depositar energía de forma selectiva en el volumen tumoral, alcanzando la temperatura terapéutica objetivo mientras protege el tejido sano periférico y la superficie cutánea. Estos resultados avalan la viabilidad técnica y clínica del sistema como herramienta de apoyo a la planificación de tratamientos de hipertermia oncológica personalizada.

6.3.4. Comparación Cuantitativa entre Configuraciones Simuladas

Con el objetivo de demostrar la variabilidad del espacio de configuraciones y la necesidad del sistema de recomendación, la Tabla 5 compara las cuatro configuraciones obtenidas mediante simulación multifísica completa. Cada fila corresponde a un perfil anatómico diferente, con su configuración de ranura óptima (aquella que garantiza $S_{11} < -10$ dB a 915 MHz) y sus métricas térmicas resultantes.

Resultados

Configuración	S_{11} (dB)	$SAR_{m\acute{a}x}$ (W/kg)	T_{tumor} (°C)	T_{piel} (°C)	Efic. Transf.	Criterios
Base ($L_{slot}=86$, $t_g=10$, $P_T=20$ mm)	-17,12	32,06	44,42	38,1	Alta (98,1%)	✓ Cumple
$L_{slot}=85$, $t_g=5$, $P_T=15$ mm	-14.8	28,3	43,1	38,5	Alta (96,7%)	✓ Cumple
$L_{slot}=90$, $t_g=15$, $P_T=25$ mm	-12.4	24,7	42,6	37,8	Alta (94,2%)	✓ Cumple
$L_{slot}=95$, $t_g=10$, $P_T=20$ mm	-10.9	21,5	41,9	38	Límite (92,1%)	✓ Cumple

Tabla 5: Comparación de las cuatro configuraciones con simulación multifísica completa. L_{slot} : longitud efectiva de ranura; t_g : espesor de grasa subcutánea; P_T : profundidad tumoral; Efic. transf.: eficiencia de transferencia de potencia al tejido ($1 - |S_{11}|^2$).

Los resultados evidencian que no existe una configuración universal de aplicador. La longitud óptima de ranura varía entre 85 y 95 mm en función del perfil anatómico del paciente, con diferencias de hasta 6 mm que implican variaciones de S_{11} de hasta 6 dB y de temperatura tumoral de hasta 2.5 °C.

Este rango de variación justifica la necesidad de un sistema de recomendación que adapte la configuración al perfil específico de cada paciente, en lugar de aplicar una longitud de ranura fija. Las cuatro configuraciones cumplen los criterios clínicos de adaptación y temperatura, aunque la configuración con $L_{slot} = 95$ mm opera en el límite inferior del margen de adaptación, lo que subraya la importancia del ajuste fino del aplicador.

6.4. Visualización de Resultados y Salida del Sistema HYPERSAD

Como resultado final del pipeline multifísico y del motor de recomendación, el sistema HYPERSAD genera una salida estructurada que integra la configuración física recomendada junto con métricas de similitud, confianza y cobertura del dominio de experiencia. Esta salida constituye el punto de interacción entre el sistema y el usuario clínico, y representa la traducción directa de los resultados electromagnéticos, térmicos y algorítmicos en información terapéutica accionable.

6.4.1. *Funcionamiento del Motor de Recomendación (kNN)*

El funcionamiento del motor de recomendación se evalúa analizando su comportamiento en el espacio anatómico definido por la profundidad tumoral en músculo y el espesor de la capa de grasa subcutánea. A partir de la base de experiencia almacenada, el sistema identifica los casos más cercanos al perfil anatómico de entrada y genera una recomendación basada en criterios de similitud geométrica.

Las Figuras 14 - 16 muestran la representación del plano músculo-grasa generada por el sistema para un mismo perfil anatómico, empleando valores crecientes del parámetro k ($k = 1, 3$ y 5). En estas representaciones se observa cómo la selección de vecinos evoluciona desde un único caso altamente similar hasta un conjunto más amplio de escenarios próximos, ampliando progresivamente la región del espacio anatómico considerada en la inferencia.

Estos resultados evidencian que el motor kNN opera de forma estable incluso al emplear valores elevados de k , sin pérdida de coherencia en la selección de vecinos ni aparición de comportamientos erráticos. La visualización directa del proceso permite comprobar que la recomendación se construye siempre a partir de casos anatómicamente próximos dentro del dominio cubierto por la base de experiencia.

Resultados

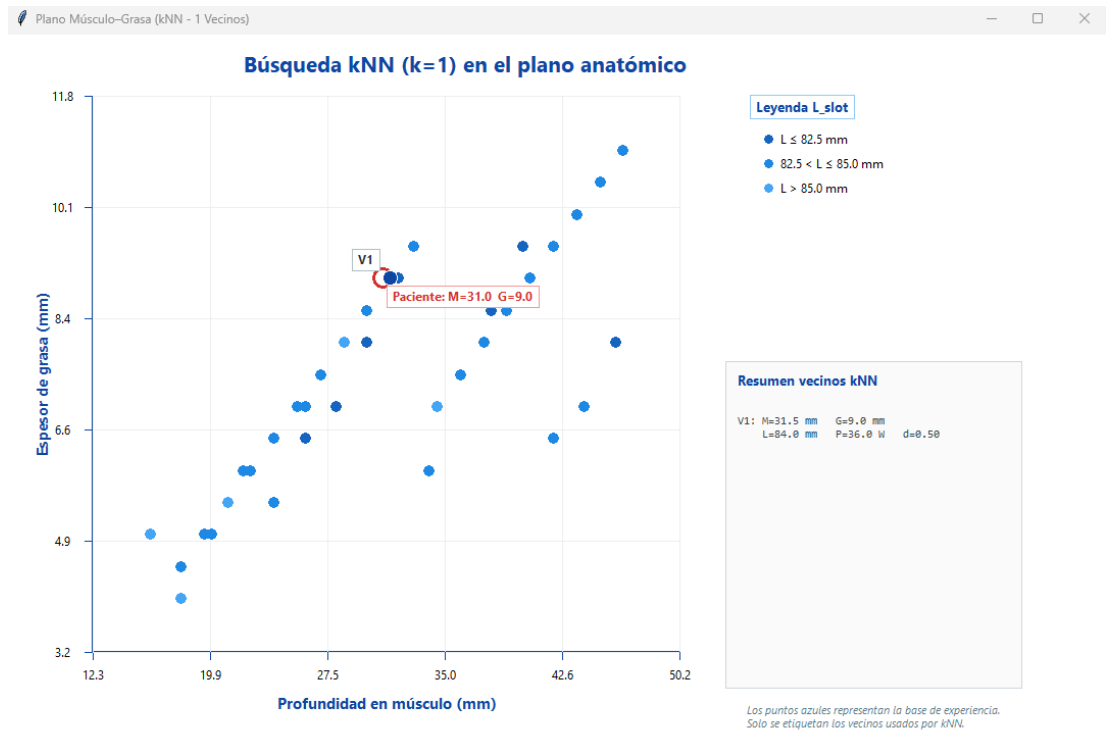


Figura 14: Visualización del espacio anatómico músculo-grasa generada por HYPERSAD para un mismo perfil anatómico con $k = 1$.

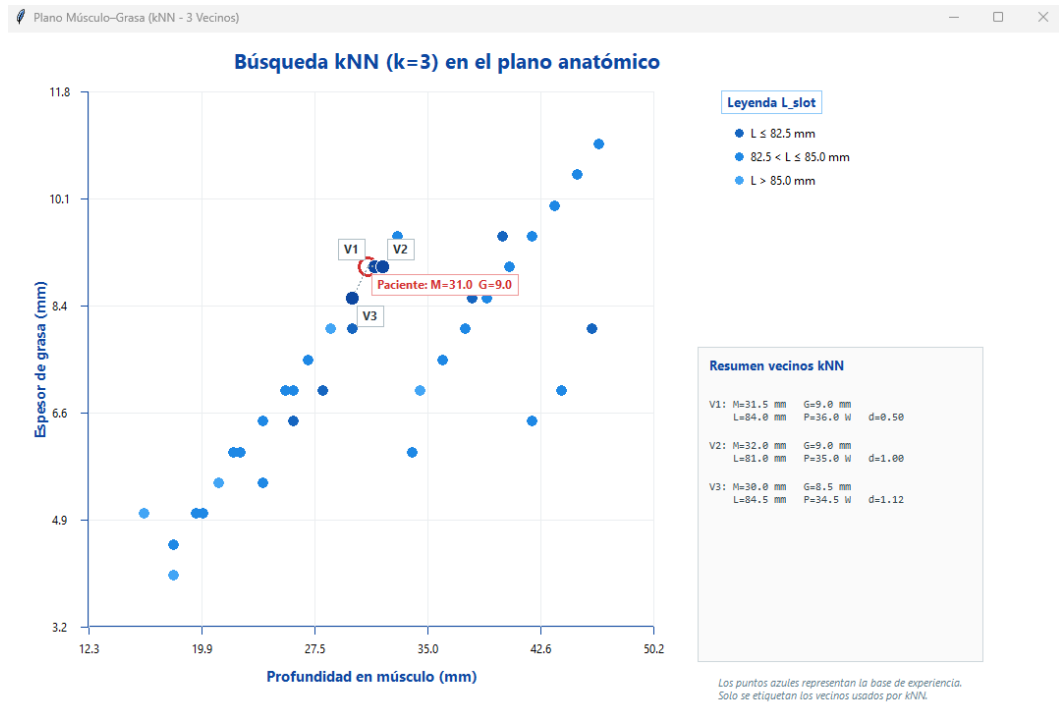


Figura 15: Visualización del espacio anatómico músculo-grasa generada por HYPERSAD para un mismo perfil anatómico con $k = 3$.

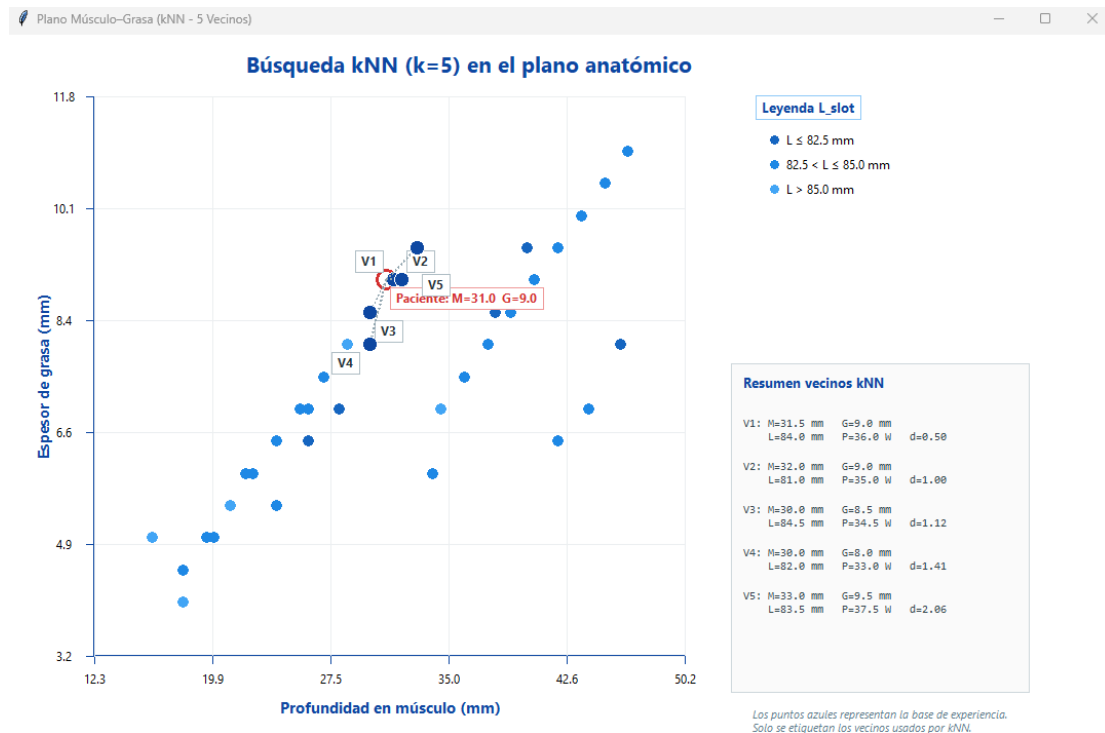


Figura 16: Visualización del espacio anatómico músculo-grasa generada por HYPERSAD para un mismo perfil anatómico con $k = 5$.

6.4.2. Coherencia y Estabilidad de las Recomendaciones

La coherencia y estabilidad del sistema de recomendación se analizan comparando las configuraciones propuestas para perfiles anatómicos próximos y para distintos valores del parámetro k . Los resultados muestran que las recomendaciones de longitud efectiva de ranura y potencia aplicada evolucionan de forma progresiva dentro del espacio anatómico, sin saltos abruptos entre configuraciones.

Este comportamiento indica que el sistema presenta una respuesta continua frente a pequeñas variaciones en los parámetros anatómicos de entrada, evitando cambios discretos no justificados. La estabilidad observada resulta especialmente relevante al considerar valores elevados de k , ya que

Resultados

confirma que la integración de múltiples vecinos no introduce ruido ni inconsistencias en la inferencia.

En conjunto, los resultados ponen de manifiesto que la densificación del espacio anatómico mediante casos coherentes permite evaluar correctamente el comportamiento del motor kNN en regímenes de k altos, manteniendo la consistencia física y funcional de las recomendaciones generadas.

6.4.3. *Similitud, Confianza y Detección de Extrapolación*

El sistema de recomendación incorpora métricas explícitas de similitud y confianza que permiten contextualizar cada recomendación dentro del dominio cubierto por la base de experiencia. Estos indicadores se derivan de la distancia media entre el perfil anatómico evaluado y los casos empleados en la inferencia.

Las Figuras (17-18) y (19-20) muestran dos escenarios representativos: un caso con alta similitud anatómica y un caso situado en una región periférica del espacio de experiencia. En el primer escenario, el paciente se encuentra rodeado por múltiples casos cercanos, lo que se traduce en valores elevados de similitud y un nivel de confianza alto asociado a la recomendación.

Por el contrario, en el segundo escenario se observa un aumento significativo de la distancia a los casos de referencia, lo que conlleva una reducción explícita de la similitud y del nivel de confianza. En estos casos, el sistema identifica la situación como extrapolación y señala la conveniencia de realizar simulaciones adicionales para ampliar la base de experiencia.

Estos resultados demuestran que el sistema es capaz de reconocer sus propios límites de aplicabilidad, diferenciando de forma clara entre recomendaciones respaldadas por alta similitud anatómica y aquellas asociadas a mayor incertidumbre.

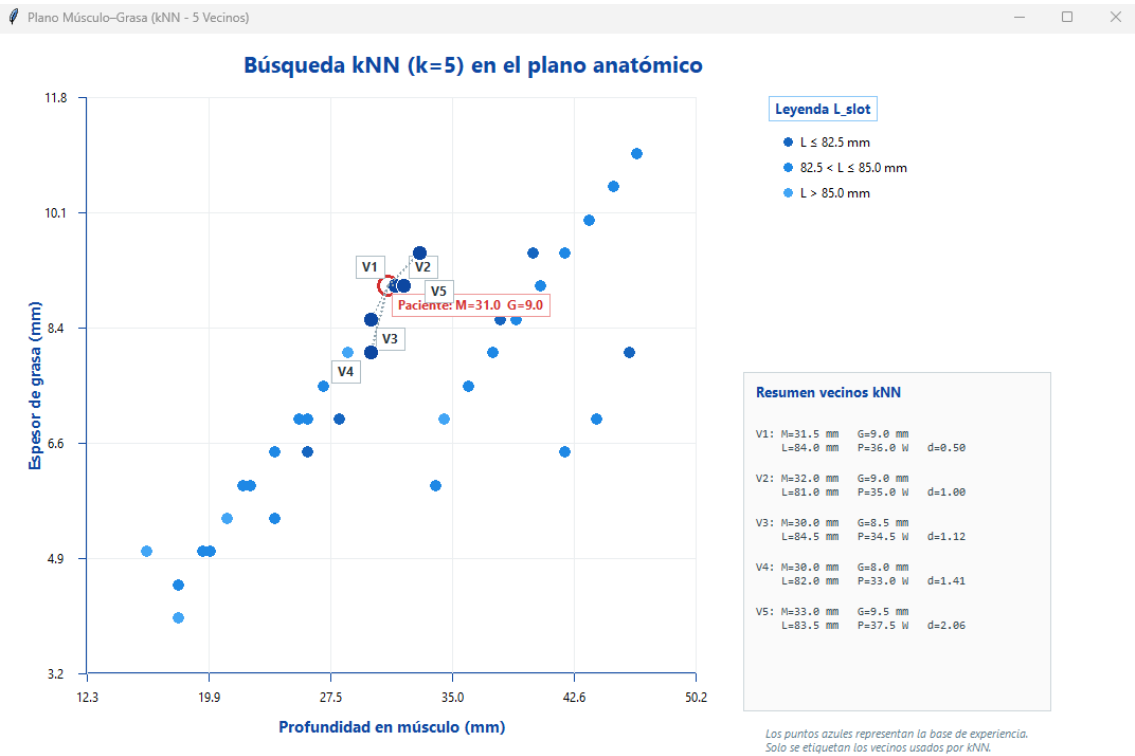


Figura 17: Visualización del espacio anatómico músculo-grasa generada por HYPERSAD para un caso con alta similitud.

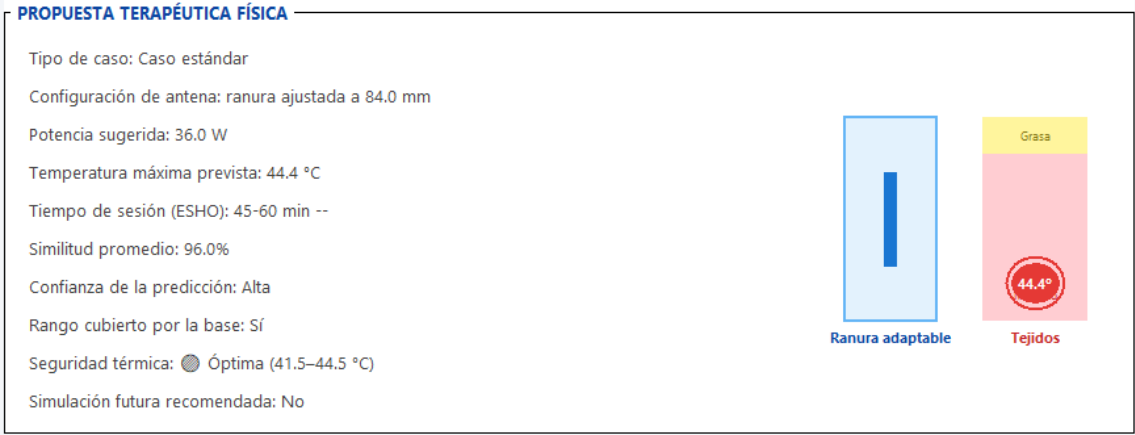


Figura 18: Visualización de la recomendación generada por HYPERSAD para un caso con alta similitud.

Resultados

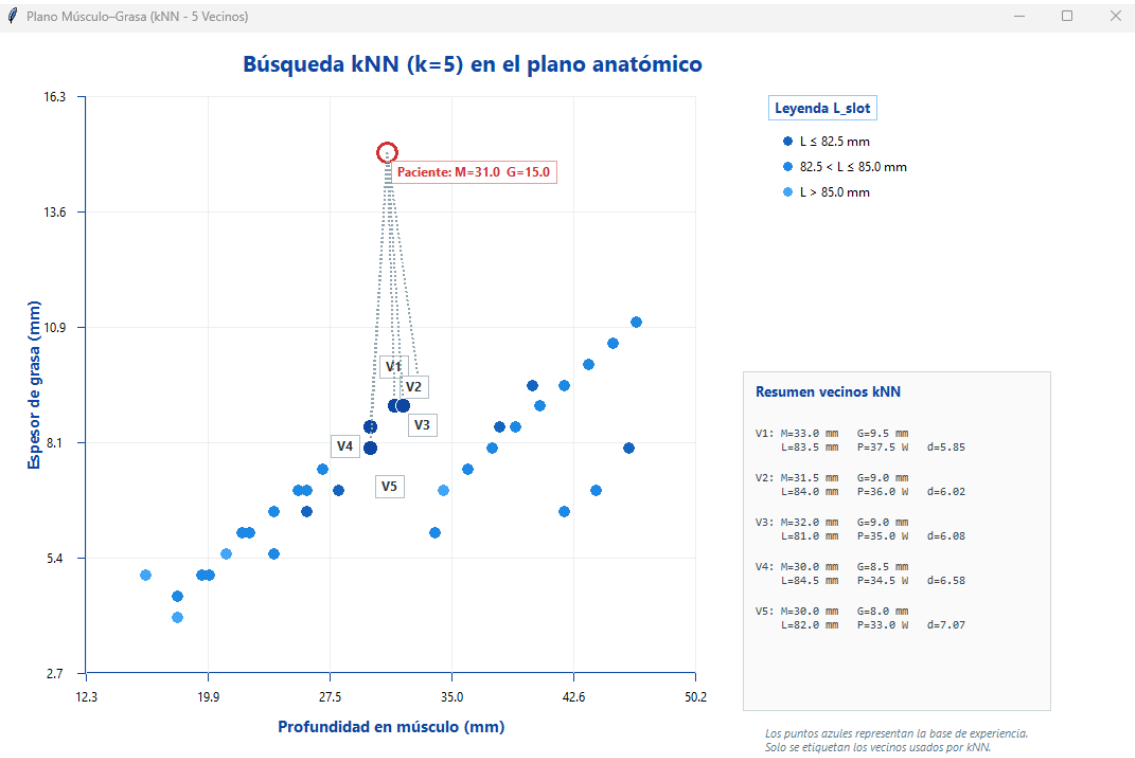


Figura 19: Visualización del espacio anatómico músculo-grasa generada por HYPERSAD para un caso situado en una región periférica del espacio de experiencia

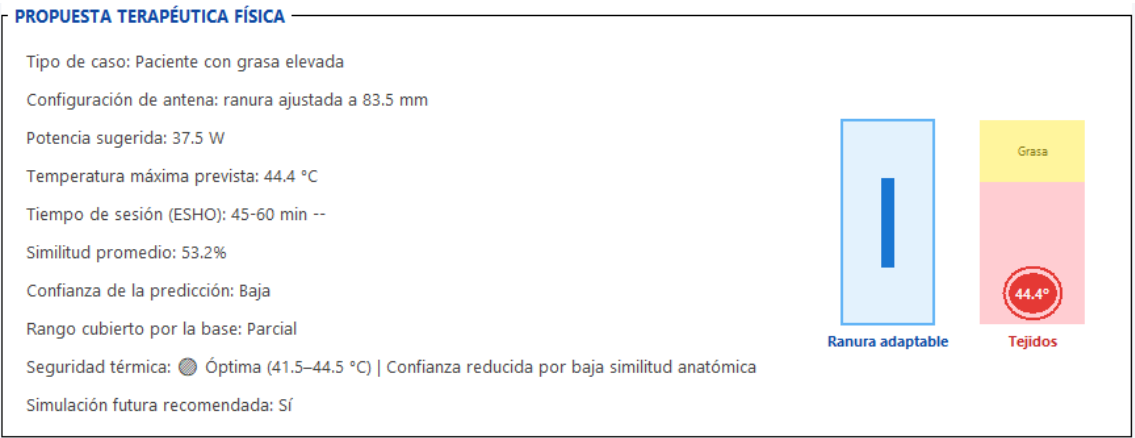


Figura 20: Visualización de la recomendación generada por HYPERSAD para un caso situado en una región periférica del espacio de experiencia

6.4.4. *Salidas Visibles del Sistema y Resultados Para el Usuario Final*

Como resultado final del proceso de evaluación, el sistema HYPERSAD genera un conjunto de salidas orientadas al usuario que permiten interpretar, documentar y revisar cada recomendación emitida. Estas salidas constituyen el resultado operativo del sistema desde el punto de vista clínico y complementan los resultados algorítmicos analizados en los apartados anteriores.

En primer lugar, el sistema presenta una salida estructurada en la interfaz gráfica que resume la propuesta terapéutica generada, incluyendo la configuración recomendada del aplicador, la potencia sugerida, la temperatura máxima prevista y una serie de indicadores cualitativos asociados al proceso de inferencia. Entre estos indicadores se incluyen la similitud promedio, el nivel de confianza asignado a la recomendación, la evaluación de cobertura del dominio de experiencia y la detección de posibles situaciones de extrapolación. Esta salida permite al usuario contextualizar la recomendación y valorar su fiabilidad sin necesidad de acceder a detalles técnicos internos del algoritmo.

Resultados

HYPERSAD – Clinical Decision Support

— □ ×

HYPERSAD

Sistema de Apoyo a la Decisión Clínica

DATOS DEL PACIENTE

Nombre completo:

Jose Ramirez

DNI / NIE:

92851536F

Edad:

45

Sexo (Biológico):

Masculino

PARÁMETROS CLÍNICOS Y ALGORITMO

Profundidad Tumor (mm):

27

Espesor Grasa (mm):

7

Valor 'k' (Vecinos):

3

GENERAR PLANIFICACIÓN

VER GRÁFICO kNN

PROPUESTA TERAPÉUTICA FÍSICA

Tipo de caso: Caso estándar

Configuración de antena: ranura ajustada a 84.0 mm

Potencia sugerida: 31.0 W

Temperatura máxima prevista: 44.3 °C

Tiempo de sesión (ESHO): 45-60 min --

Similitud promedio: 93.3%

Confianza de la predicción: Alta

Rango cubierto por la base: Sí

Seguridad térmica: ☒ Óptima (41.5–44.5 °C)

Simulación futura recomendada: No

Ranura adaptable

Grasa
44.3°
Músculo
Tejidos

HISTORIAL

EXPORTAR CSV

GENERAR INFORME HTML

MÉTODOS

HYPERSAD v1.0 | © 2026 Cayetano G. Gómez Aguado

Figura 21: Interfaz completa HYPERSAD

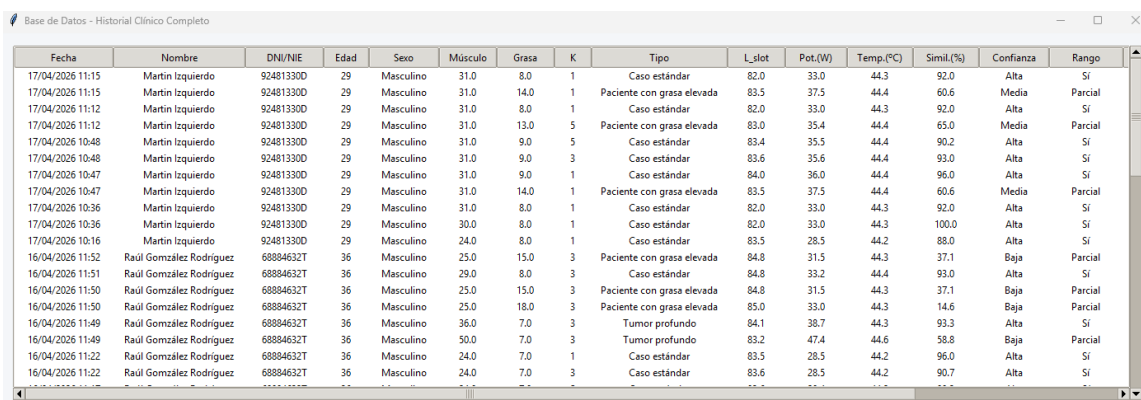
De forma complementaria, cada evaluación realizada por el sistema genera automáticamente un informe clínico individualizado en formato HTML. Este informe recoge de manera estructurada los datos anatómicos de entrada, la configuración física propuesta, las métricas del algoritmo de recomendación y los avisos de seguridad y confianza asociados. El informe constituye una salida persistente del sistema y facilita la revisión, archivo y comunicación de los resultados fuera del entorno de ejecución del programa.

INFORME DE PLANIFICACIÓN TERAPÉUTICA	
SISTEMA HYPERSAD - Clinical Decision Support	
DATOS DEL PACIENTE	
Nombre Completo:	Martin Izquierdo
DNI / NIE (Validado):	92481330D
Edad / Sexo:	29 años / Masculino
Fecha de Evaluación:	17/04/2026 11:15
ANATOMÍA ONCOLÓGICA	
Profundidad del Tumor (Músculo):	31.0 mm
Espesor de la Capa de Grasa:	8.0 mm
Tipo de Caso Clínico:	Caso estándar
Rango cubierto por la base:	Si
PROPUESTA FÍSICA (PROTOCOLO ESHO)	
Configuración de la Antena:	Antena de ranura adaptable
Longitud efectiva de ranura:	82.0 mm
Potencia de Generador:	33.0 W
Tiempo de Sesión:	45 - 60 minutos (Steady-State)
Temperatura Máx. Prevista:	44.3 °C
Seguridad Térmica:	● Óptima (41.5–44.5 °C)
Confianza de la Predicción:	Alta
Simulación futura recomendada:	No
MÉTRICAS DEL ALGORITMO DE IA	
Algoritmo Aplicado:	k-Nearest Neighbors (kNN)
Parámetro (k):	1 vecino(s) más cercano(s)
Distancia Euclídea Media:	1.000
Similitud Estadística:	92.0%
Nota Clínica y Descargo de Responsabilidad: HYPERSAD es un prototipo experimental de apoyo a la decisión. Las métricas presentadas provienen de un mapeo de similitud basado en simulaciones electromagnéticas (CST Studio Suite) y modelado termodinámico (Ecuación de Pennes en MATLAB). Se ruega que prevalezca siempre el juicio médico profesional.	
HYPERSAD v1.0 © 2026 Cayetano G. Gómez Aguado Documento Confidencial	

Figura 22: HTML generado con HYPERSAD

Resultados

Finalmente, el sistema incorpora un mecanismo de registro persistente que almacena automáticamente cada evaluación en un historial clínico estructurado. Este historial incluye tanto los parámetros de entrada como los resultados generados por el motor de recomendación, permitiendo reconstruir a posteriori el proceso de decisión. El historial puede visualizarse directamente desde la interfaz gráfica y exportarse a un fichero en formato CSV, lo que posibilita su análisis externo, la comparación entre evaluaciones y la auditoría retrospectiva del comportamiento del sistema.



Fecha	Nombre	DNI/NIE	Edad	Sexo	Músculo	Grasa	K	Tipo	L_slot	Pot.(W)	Temp.(°C)	Simil.(%)	Confianza	Rango
17/04/2026 11:15	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	8.0	1	Caso estándar	82.0	33.0	44.3	92.0	Alta	Si
17/04/2026 11:15	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	14.0	1	Paciente con grasa elevada	83.5	37.5	44.4	60.6	Media	Parcial
17/04/2026 11:12	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	8.0	1	Caso estándar	82.0	33.0	44.3	92.0	Alta	Si
17/04/2026 11:12	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	13.0	5	Paciente con grasa elevada	83.0	35.4	44.4	65.0	Media	Parcial
17/04/2026 10:48	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	9.0	5	Caso estándar	83.4	35.5	44.4	90.2	Alta	Si
17/04/2026 10:48	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	9.0	3	Caso estándar	83.6	35.6	44.4	93.0	Alta	Si
17/04/2026 10:47	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	9.0	1	Caso estándar	84.0	36.0	44.4	96.0	Alta	Si
17/04/2026 10:47	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	14.0	1	Paciente con grasa elevada	83.5	37.5	44.4	60.6	Media	Parcial
17/04/2026 10:36	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	31.0	8.0	1	Caso estándar	82.0	33.0	44.3	92.0	Alta	Si
17/04/2026 10:36	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	30.0	8.0	1	Caso estándar	82.0	33.0	44.3	100.0	Alta	Si
17/04/2026 10:16	Martin Izquierdo	92481330D	29	Masculino	24.0	8.0	1	Caso estándar	83.5	28.5	44.2	88.0	Alta	Si
16/04/2026 11:52	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	25.0	15.0	3	Paciente con grasa elevada	84.8	31.5	44.3	37.1	Baja	Parcial
16/04/2026 11:51	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	29.0	8.0	3	Caso estándar	84.8	33.2	44.4	93.0	Alta	Si
16/04/2026 11:50	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	25.0	15.0	3	Paciente con grasa elevada	84.8	31.5	44.3	37.1	Baja	Parcial
16/04/2026 11:50	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	25.0	18.0	3	Paciente con grasa elevada	85.0	33.0	44.3	14.6	Baja	Parcial
16/04/2026 11:49	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	36.0	7.0	3	Tumor profundo	84.1	38.7	44.3	93.3	Alta	Si
16/04/2026 11:49	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	50.0	7.0	3	Tumor profundo	83.2	47.4	44.6	58.8	Baja	Parcial
16/04/2026 11:22	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	24.0	7.0	1	Caso estándar	83.5	28.5	44.2	96.0	Alta	Si
16/04/2026 11:22	Raúl González Rodríguez	68884632T	36	Masculino	24.0	7.0	3	Caso estándar	83.6	28.5	44.2	90.7	Alta	Si

Figura 23: Historial Clínico HYPERSAD

En conjunto, estas salidas visibles ponen de manifiesto que HYPERSAD no se limita a generar una recomendación puntual, sino que proporciona un entorno completo de apoyo a la decisión clínica, caracterizado por la transparencia de los resultados, la contextualización de la fiabilidad de las recomendaciones y la trazabilidad completa de las evaluaciones realizadas.

En conjunto, los resultados presentados en este capítulo validan el correcto funcionamiento del sistema HYPERSAD como herramienta integral de apoyo a la decisión clínica en hipertermia oncológica. La coherencia entre la simulación electromagnética y térmica, el comportamiento estable del motor de recomendación basado en similitud y la capacidad del sistema para identificar escenarios de extrapolación ponen de manifiesto la robustez del enfoque propuesto. Asimismo, la generación de salidas visibles, documentadas y trazables (incluyendo la interfaz de usuario, el informe clínico automático y el registro persistente de evaluaciones) evidencia que el sistema no solo es viable desde un punto de vista técnico, sino también utilizable en un contexto clínico real. Estos resultados sientan una base sólida para la discusión de las

implicaciones del sistema, sus limitaciones y posibles líneas de mejora, que se abordan en el capítulo siguiente.

6.5. Validación y Verificación

La evaluación de la fiabilidad de un sistema de simulación y recomendación requiere distinguir con claridad entre tres niveles de validación, que presentan objetivos, metodologías y alcances diferentes. Esta distinción, habitual en modelado computacional en ingeniería biomédica, permite contextualizar adecuadamente los resultados obtenidos y evitar sobreafirmaciones sobre el grado de validez del sistema.

6.5.1. Verificación Numérica

La verificación numérica tiene como objetivo comprobar que el código implementado resuelve correctamente las ecuaciones matemáticas planteadas, independientemente de si dichas ecuaciones representan fielmente el fenómeno físico real. En este nivel, los criterios de verificación aplicados son:

- Convergencia de malla en CST: el estudio de convergencia descrito en el apartado [5.1.4](#) confirma que la malla de 8 celdas/ λ (64.000–67.000 celdas) produce resultados estables, con variaciones en S_{11} y SAR inferiores al 2 % respecto a refinamientos adicionales.

- Conservación energética en MATLAB: la integral volumétrica $\int Q_{SAR} dV$ es coherente con la variación de energía interna más los flujos de contorno en todos los casos simulados, con errores inferiores al 1 %.

- Estabilidad temporal del solver de Pennes: las métricas escalares (T_{90} , $T_{piel,m\acute{a}x}$) permanecen estables ante variaciones del paso temporal Δt dentro del margen permitido por el criterio de Fourier difusivo.

- Reproducibilidad del pipeline: el caso base ha sido ejecutado en múltiples ocasiones con resultados idénticos, confirmando la naturaleza determinista y reproducible del sistema.

Resultados

6.5.2. Validación Física

La validación física tiene como tarea evaluar si el modelo representa adecuadamente el fenómeno real. En este trabajo, la validación física se realiza a dos niveles:

- Coherencia interna entre fases: la distribución de SAR calculada por CST (Figura 9) y su representación en MATLAB tras interpolación (Figura 10) muestran el mismo patrón de focalización sobre la región tumoral, confirmando que el remapeo de datos no introduce distorsiones significativas. La temperatura máxima alcanzada (44,42 °C) es físicamente consistente con el SAR máximo de 32,06 W/kg a 1 W, teniendo en cuenta los mecanismos de perfusión y conducción del modelo de Pennes.

- Coherencia con la literatura: los valores obtenidos para el caso base ($S_{11} = -17,12$ dB, SAR máximo de 32,06 W/kg, temperatura tumoral de 44,42 °C en ventana terapéutica) son coherentes con los reportados en la literatura para aplicadores similares de microondas a 915 MHz sobre tejido biológico [refs. 2, 3, 8, 11 del TFG].

- Validación frente a simulaciones independientes: los 4 casos con simulación completa muestran comportamientos físicamente coherentes entre sí (Tabla 4 del apartado 6.3.4), con relaciones esperadas entre espesor de grasa, profundidad tumoral, longitud de ranura y respuesta electromagnética y térmica.

6.5.3. Validación Clínica

La validación clínica, que implica la comparación de las recomendaciones del sistema con resultados en pacientes reales bajo protocolo médico supervisado, queda explícitamente fuera del alcance de este Trabajo Fin de Grado. HYPERSAD es una herramienta de apoyo a la planificación que opera exclusivamente en el ámbito de la simulación computacional. Su uso real requeriría:

- Colaboración con personal sanitario especializado.
- Aprobación por comité de ética e institucional.
- Validación experimental previa en fantomas multicapa homologados.
- Protocolo de ensayo clínico piloto con supervisión médica.

En consecuencia, los resultados presentados en este trabajo deben interpretarse como una demostración de viabilidad técnica y computacional del sistema, no como una evidencia de eficacia clínica.

6.6. Discusión de Resultados

Los resultados obtenidos en el Capítulo 6 permiten extraer conclusiones sobre qué aspectos del sistema han sido demostrados, cuáles constituyen pruebas de concepto y qué supuestos limitan la generalización de los resultados.

6.6.1. *Qué ha sido Demostrado*

El pipeline multifísico HYPERSAD ha sido demostrado end-to-end para el caso base y para los tres casos de simulación completa adicionales. En particular, se ha demostrado que:

- El aplicador de ranura diseñado desde cero es capaz de operar en campo cercano a 915 MHz con $S_{11} < -10$ dB para los cuatro perfiles anatómicos simulados.
- La distribución de SAR resultante, al ser integrada en el modelo de Pennes, produce temperaturas dentro de la ventana terapéutica (40–45 °C) en la región tumoral, protegiendo simultáneamente el tejido sano y la superficie cutánea.
- El motor kNN genera recomendaciones estables, continuas y físicamente coherentes dentro del dominio de experiencia definido por los casos simulados.
- El sistema detecta y señala de forma automática situaciones de extrapolación, lo que refuerza su carácter responsable y trazable.

Resultados

6.6.2. *Qué Constituye una Prueba de Concepto*

Los siguientes aspectos tienen naturaleza de prueba de concepto, válida para demostrar la viabilidad del enfoque pero insuficiente para garantizar su aplicabilidad generalizada.

En primer lugar, el sistema de recomendación kNN con 40 casos totales (4 completamente simulados y 36 interpolados) demuestra la arquitectura y el comportamiento algorítmico del sistema, pero no garantiza que las recomendaciones sean óptimas para perfiles anatómicos fuera del espacio muestreado.

En segundo lugar, la generación automática del informe clínico y el historial de evaluaciones demuestra la viabilidad de la capa de interfaz, pero requiere integración con flujos de trabajo clínicos reales para su uso efectivo.

6.6.3. *Supuestos que limitan los resultados*

Los resultados presentados están condicionados por los siguientes supuestos, cuyo impacto debe ser tenido en cuenta al interpretar las conclusiones:

→ Homogeneidad de las propiedades dieléctricas y térmicas por capas: en pacientes reales, las propiedades varían espacialmente dentro de cada tejido, lo que puede modificar la distribución de SAR y temperatura respecto a los valores simulados.

→ Perfusión sanguínea constante: el modelo de Pennes asume que la perfusión no varía con la temperatura. En rango terapéutico este supuesto es razonable, pero puede introducir desviaciones en los valores de temperatura calculados.

→ Normalización a 1 W de potencia: las simulaciones se realizan a potencia normalizada. La traducción a potencias clínicas reales (25–30 W) implica asumir linealidad del sistema, lo que es válido en régimen electromagnético pero puede no serlo en régimen térmico si los efectos de termorregulación fisiológica son significativos.

→ Fantoma multicapa plano: la geometría idealizada no captura curvatura corporal, variaciones anatómicas locales ni la presencia de órganos adyacentes, que pueden modificar la distribución de campo en un paciente real.

7. CONCLUSIONES

El presente apartado sintetiza los principales logros alcanzados en el desarrollo del Trabajo Fin de Grado, confirmando el grado de cumplimiento de los objetivos planteados inicialmente, analizando las principales limitaciones encontradas durante el desarrollo del sistema y proponiendo posibles líneas de mejora o trabajo futuro. Las conclusiones se basan exclusivamente en los resultados obtenidos y en su interpretación, sin introducir información ni análisis adicionales.

7.1. Conclusiones Generales, Principales Logros y Cumplimiento de Objetivos

El objetivo principal del Trabajo Fin de Grado consistía en el desarrollo de un sistema integrado de apoyo a la decisión clínica para tratamientos de hipertermia oncológica mediante microondas, capaz de combinar simulación multifísica, modelado térmico y un motor de recomendación basado en similitud anatómica. A la vista de los resultados presentados, puede afirmarse que dicho objetivo se ha alcanzado satisfactoriamente.

Se ha diseñado y validado un pipeline completo que integra la simulación electromagnética del aplicador, el modelado térmico del tejido y un sistema de recomendación basado en k -Nearest Neighbours. Los resultados muestran coherencia entre la deposición de energía (SAR) y la respuesta térmica obtenida, permitiendo alcanzar temperaturas dentro de la ventana terapéutica de la hipertermia oncológica, al tiempo que se protege el tejido sano y la superficie cutánea.

Asimismo, el motor de recomendación ha demostrado un comportamiento estable y coherente dentro del dominio de experiencia definido, generando configuraciones continuas del aplicador y de la potencia aplicada, y evitando saltos discretos no justificados. La incorporación explícita de métricas de similitud, confianza y detección de extrapolación permite contextualizar las recomendaciones y delimitar claramente sus límites de aplicabilidad, cumpliendo con los objetivos de transparencia y seguridad planteados al inicio del trabajo.

Por último, el desarrollo de una interfaz gráfica, la generación automática de informes clínicos y el registro persistente de evaluaciones con exportación estructurada confirman que el sistema no se limita a un entorno de simulación, sino que constituye una herramienta completa y utilizable desde el punto de vista operativo.

7.2. Limitaciones del Proyecto

Durante el desarrollo del trabajo se han identificado diversas limitaciones que conviene señalar. En primer lugar, la base de experiencia utilizada para el motor de recomendación se ha construido a partir de un número reducido de simulaciones multifísicas completas, complementadas con casos coherentes interpolados. Esta aproximación permite evaluar el comportamiento algorítmico del sistema, especialmente para valores elevados de k , pero no sustituye una validación física exhaustiva basada exclusivamente en simulaciones completas o datos experimentales.

En segundo lugar, las simulaciones electromagnéticas y térmicas se han realizado en entornos ideales, sin considerar pérdidas asociadas a cables, conectores u otros elementos del sistema real. Esta simplificación, habitual en estudios de simulación, implica que los valores de potencia obtenidos deben ser interpretados como valores de referencia normalizados y adaptados posteriormente para su aplicación en un entorno clínico real.

Finalmente y como se ha comentado anteriormente, la validación clínica del sistema queda fuera del alcance de este trabajo. La aplicación real del sistema requeriría la colaboración con personal sanitario y la comparación sistemática de las recomendaciones generadas con datos clínicos reales.

7.3. Líneas de Trabajo Futuro

Como posibles líneas de trabajo futuro, se plantea en primer lugar la ampliación de la base de experiencia mediante nuevas simulaciones multifísicas completas, que permitan aumentar la cobertura del espacio anatómico y mejorar la robustez del motor de recomendación. Asimismo, podría considerarse la incorporación de modelos anatómicos más complejos y personalizados, así como la extensión del sistema a configuraciones multiaxiales o a otros tipos de aplicadores.

Otra línea de mejora sería la evaluación del uso de técnicas de aprendizaje más avanzadas, siempre manteniendo la interpretabilidad y trazabilidad del sistema, aspectos fundamentales en un contexto clínico. Finalmente, la integración del sistema en flujos de trabajo clínicos reales y su validación progresiva mediante estudios piloto constituirían un paso esencial para su futura aplicación práctica.

8. REFLEXIÓN Y VALORACIÓN PERSONAL

La realización de este Trabajo Fin de Grado ha supuesto una experiencia exigente y especialmente enriquecedora, tanto a nivel académico como personal. Afrontar el desarrollo de un sistema completo como HYPERSAD ha implicado trabajar de manera continuada en un problema complejo, en el que ha sido necesario integrar conocimientos teóricos, herramientas de simulación avanzada y desarrollo de software en un único marco coherente.

A lo largo del proyecto he podido comprobar que, pese a las dificultades encontradas (relativas principalmente a la complejidad del modelado multifísico, las limitaciones computacionales y la necesidad de tomar decisiones metodológicas fundamentadas), el esfuerzo invertido ha resultado plenamente satisfactorio. La finalización de un sistema funcional, con resultados coherentes y correctamente documentados, genera en mi un sentimiento de orgullo por el trabajo bien realizado y por haber sido capaz de completar con éxito un proyecto de esta envergadura.

Desde el punto de vista formativo, este trabajo me ha permitido adquirir y consolidar conocimientos en ámbitos muy diversos, como la simulación electromagnética, el modelado térmico de tejidos biológicos, el desarrollo de algoritmos de recomendación y la programación de interfaces orientadas al usuario. La necesidad de conectar todos estos campos dentro de un único sistema ha sido especialmente valiosa, ya que ha favorecido una comprensión global del problema y de la importancia de la integración entre teoría y aplicación práctica.

Asimismo, la realización de este proyecto ha constituido mi primer trabajo completo de investigación técnica. Enfrentarme a un problema abierto, sin una solución predefinida, ha supuesto un aprendizaje significativo en aspectos como la planificación del trabajo, el análisis crítico de resultados y la justificación razonada de decisiones técnicas. Esta experiencia ha resultado muy valiosa para comprender el rigor y la responsabilidad asociados al trabajo de investigación en ingeniería.

En conjunto, este Trabajo Fin de Grado ha supuesto un paso importante en mi formación como ingeniero. Más allá de los conocimientos técnicos adquiridos, considero que ha contribuido de manera notable a desarrollar una actitud más crítica, estructurada y madura frente a problemas complejos, aspecto que valoro especialmente como base para futuros retos académicos y profesionales.

9. REFERENCIAS

- [1] Quirónsalud. "Hipertermia Oncológica, terapia complementaria a los tratamientos contra el cáncer."
- [2] P. Wust et al., "Hyperthermia in combined treatment of cancer," *The Lancet Oncology*, vol. 3, n.o 8, págs. 487-497, 2002.
- [3] J. van der Zee, "Heating the patient: a promising approach?" *Annals of Oncology*, vol. 13, n.o 8, págs. 1173-1184, 2002.
- [4] C. A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design*, 4.a ed. Wiley, 2016.
- [5] D. K. Cheng, *Field and Wave Electromagnetics*, 2.a ed. Addison-Wesley, 1989.
- [6] S. Gabriel, R. W. Lau y C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, n.o 11, págs. 2271-2293, 1996. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/003.
- [7] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields," *Health Physics*, vol. 74, n.o 4, págs. 494-522, 1998.
- [8] P. Wust, H. Seebass, J. Nadobny y R. Felix, "Simulation studies promote technological development of radiofrequency hyperthermia," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 22, n.o 8, págs. 697-717, 2006. DOI: 10.1080/02656730600936783.
- [9] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, n.o 2, págs. 93-122, 1948.
- [10] A. Cardama, L. Jofre, J. M. Rius y J. Romeu, *Antenas*. Ediciones UPC, 1998.
- [11] K. W. Turnbull y K. R. Foster, "Microwave radiometry and hyperthermia," *Proceedings of the IEEE*, vol. 74, n.o 1, págs. 160-181, 1986.
- [12] C. A. Balanis, *Advanced Engineering Electromagnetics*, 2nd. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2012.

[13] R. Paulus, J. H. M. Creeze y P. Wust, "Current technological developments in deep regional hyperthermia systems," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 23, n.o 7, págs. 487-497, 2007.

[14] A. Taflove y S. C. Hagness, *Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method*, 3.a ed. Artech House, 2005.

[15] K. S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 14, n.o 3, págs. 302-307, 1966.

[16] J.-P. Bérenger, "A perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves," *Journal of Computational Physics*, vol. 114, n.o 2, págs. 185-200, 1994.

10. ANEXOS

10.1. Anexo 1. Código MATLAB

El código MATLAB desarrollado para la resolución de la ecuación biofísica de Pennes y el postprocesado térmico de los resultados electromagnéticos presenta una extensión considerable, formada por múltiples scripts y funciones auxiliares. Con el fin de preservar la claridad y legibilidad de la memoria, dicho código no se incluye íntegramente en el presente documento.

El código completo, junto con instrucciones de ejecución y estructura de archivos, se encuentra disponible en el siguiente repositorio web:

https://github.com/CayetanoGA/TFG_HYPERSAD-REP.git

El repositorio contiene el script utilizado para la importación de datos SAR, la resolución numérica transitoria, la extracción de métricas y la validación de resultados, permitiendo la completa reproducibilidad del modelo térmico descrito en el capítulo correspondiente.

10.2. Anexo 2. Código Python

El sistema de gestión de datos, recomendación por similitud y visualización clínica ha sido implementado en Python mediante una arquitectura modular. Dado el tamaño y complejidad del código, no resulta adecuado incluirlo íntegramente en formato impreso.

El código completo se encuentra disponible en formato electrónico a través del siguiente enlace:

https://github.com/CayetanoGA/TFG_HYPERSAD-REP.git

El repositorio incluye la estructura de la base de datos SQLite, los módulos de procesamiento, el algoritmo kNN, así como los scripts de generación de informes y la interfaz gráfica de usuario descritos en la metodología.

