



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

MODELO DE ELECTRODO IMPLANTABLE PARA TRATAMIENTOS CON
RADIOFRECUENCIA PULSADA

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA
INGENIERÍA, MENCIÓN MECÁNICA

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERA CIVIL MECÁNICO

SUSANA MARGARITA JORQUERA ROMERO

PROFESOR GUÍA:
VIVIANA MERUANE NARANJO

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
MARCOS DÍAZ QUEZADA
RAMÓN FREDERICK GONZÁLEZ

SANTIAGO DE CHILE
2018

RESUMEN DE LA MEMORIA PARA OPTAR
AL TÍTULO DE MAGÍSTER EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA, MENCIÓN MECÁNICA
POR: SUSANA MARGARITA JORQUERA ROMERO
FECHA: 2018
PROF. GUÍA: VIVIANA MERUANE NARANJO

MODELO DE ELECTRODO IMPLANTABLE PARA TRATAMIENTOS CON RADIOFRECUENCIA PULSADA

El dolor crónico es un mal que afecta a al menos el 30% de la población mundial. Esto ha motivado la creación de diversos métodos para combatirlo y mejorar la calidad de vida de las personas.

Existen en la actualidad existen técnicas ampliamente utilizadas en el tratamiento del dolor dentro de las cuales destaca la radiofrecuencia pulsada. Esta técnica se basa en la aplicación de pulsos cortos de radiofrecuencia a través de un electrodo semiaislado sobre tejido nervioso con la finalidad de producir una lesión al alcanzar los $42^{\circ}C$ en el tejido circundante a la punta del electrodo. Se caracteriza por ser no destructiva y completamente reversible. Sin embargo, tanto esta técnica como las otras en el tratamiento del dolor, requieren de constantes intervenciones quirúrgicas o representan altos riesgos a la salud del paciente tratado. Esto ha servido de motivación para buscar nuevas alternativas para el tratamiento del dolor crónico como lo es un electrodo implantable para tratamientos con radiofrecuencia pulsada.

Para determinar la factibilidad técnica de esta propuesta de electrodo implantable se ha creado un modelo de transferencia de calor que permita determinar si la temperatura necesaria para producir la lesión es alcanzada. Con este objetivo se ha desarrollado inicialmente un modelo de transferencia térmica que simula el comportamiento de un electrodo convencional de tal forma que este modelo ha permitido calibrar y determinar los parámetros más influyentes de estimulación.

En base a este modelo de electrodo convencional se ha creado el modelo de electrodo implantable. En él se han evaluado combinaciones de Titanio y Tungsteno como posibles materiales para fabricar los componentes de este electrodo implantable. Ellos han alcanzado la temperatura de lesión del tejido. Estos resultados han sido comparados con resultados experimentales realizados en tejido ex vivo de cerdo. Con esto se determina que el modelo realizado posee un error de $\pm 1.6^{\circ}C$.

Debido a que el Tungsteno no cuenta con estudios anteriores que respalden su funcionamiento como implante y además existe un riesgo de degradación dentro del cuerpo humano, se ha evaluado de manera teórica, el comportamiento de un nuevo acero inoxidable conocido como 316 LVM que cuenta con todas las propiedades térmicas, eléctricas y mecánicas de un acero inoxidable común salvo que no posee una fase magnética, lo cual es una característica requerida para los implantes permanentes. El modelo ha determinado que este acero es capaz de alcanzar la lesión del tejido nervioso en tan solo 12 [s] de aplicación de radiofrecuencia.

Finalmente, se ha logrado crear un modelo de transferencia térmica para un nuevo modelo de electrodo implantable determinando que existe factibilidad técnica para ser fabricado con la combinación Titanio-Tungsteno y con Acero Inoxidable 316 LVM.

*A quien con esfuerzo me dio lo que no tuvo, que con esfuerzo me dio aquel consejo que me
ha de servir para toda la vida. Si tu no hubieras estado como estuviste,
yo probablemente no sería quien soy.
Para mi papá.*

Agradecimientos

Quisiera iniciar estos agradecimientos reconociendo al Laboratorio de Exploración Espacial y Planetaria (SPEL) y al profesor Marcos Díaz del departamento de Ingeniería Eléctrica, quienes me recibieron y permitieron el desarrollo de este proyecto. A los médicos Marcos Baabor y Consuelo Guzmán por tener la confianza de depositar en mis manos su idea. A los profesores Viviana Meruane y Ramón Frederick del departamento de Ingeniería Mecánica, por su excelente disposición y apoyo.

Gracias a mis padres, Margarita y Guillermo por ser los principales promotores de mis sueños y por ayudarme en este camino para cumplirlos, gracias a ellos por su confianza. A mi hermano Guillermo por siempre acompañarme con una sonrisa y por enseñarme a apreciar el lado bueno de las cosas. A mi gran amigo Juanjo por estar siempre presente.

Quiero también agradecer a aquellas personas que me acompañaron durante este largo camino universitario. A Mirko por ser mi compañero en muchas batallas y noches de trabajo que terminaron forjando una muy linda amistad. A Cristóbal Garrido por su paciencia, compañía y alegría.

Finalmente deseo agradecer a Felipe Toledo, mi amado esposo, amigo y compañero. Por siempre apoyarme, entregarme su cariño incondicional y por motivarme siempre a llegar más lejos.

Tabla de Contenido

Introducción	1
1. Tratamientos para el Dolor Crónico	3
1.1. Transmisión del dolor	3
1.2. Técnicas para el Tratamiento del Dolor	4
2. Radiofrecuencia y Radiofrecuencia Pulsada en Medicina	8
2.1. Principios Físicos de la Terapia con Radiofrecuencia	9
2.1.1. Principios de Inyección de Carga	10
2.1.2. Cálculos de Campos Eléctricos	11
2.1.3. Cálculos de la Distribución de Temperatura	13
2.2. Electrodo	14
2.2.1. Factores que Influyen en la Selección de Materiales	14
2.2.2. Materiales para Electrodo	15
2.3. Geometría de la Lesión	18
2.4. Precauciones y Contraindicaciones del Tratamiento	19
3. Modelos de Radiofrecuencia y Radiofrecuencia Pulsada	20
3.1. Modelos de Cosman	20
3.2. Modelo de Supan	22
4. Modelo Electrodo Convencional de Radiofrecuencia Pulsada	24
4.1. Metodología	25
4.1.1. Volumen de Control y Materiales	25
4.1.2. Función de Entrada	26
4.1.3. Condiciones de Borde y Condiciones Iniciales	28
4.1.4. Puntos de Control	28
4.1.5. Controlador de Temperatura	29
4.1.6. Volumen de la Lesión	29
4.2. Resultados y Análisis	31
4.2.1. Simetría del Problema	31
4.2.2. Convergencia de la Temperatura	31
4.2.3. Resultados Campo Eléctrico	32
4.2.4. Influencia de los Parámetros de RFP	33
4.2.5. Influencia del Tejido Biológico	39
4.2.6. Influencia del Electrodo	42
4.3. Conclusiones del Modelo	44

5. Modelo Electrodo Implantable de Radiofrecuencia Pulsada	45
5.1. Metodología	46
5.1.1. Volumen de Control y Materiales	46
5.1.2. Función de Entrada	48
5.1.3. Condiciones de borde y Condiciones Iniciales	48
5.1.4. Controlador de Temperatura	48
5.1.5. Puntos de Control	49
5.2. Metodología Experimental	49
5.2.1. Puntos de Control Experimental	51
5.3. Resultados Experimentales	52
5.4. Resultados del Modelo	56
5.4.1. Materiales para Electroodos Implantables	56
5.5. Análisis	63
5.6. Comportamiento del Acero Inoxidable 316LVM	65
5.7. Conclusiones del Modelo	67
Conclusión	68
Glosario	69
Bibliografía	70
A. Propiedades Modelo de Cosman y Supan	73
B. Propiedades Modelo Electrodo Convencional de RFP	75
C. Propiedades Modelo Electrodo Implantable de RFP	77

Índice de Tablas

2.1. Términos de las ecuaciones de Maxwell.	12
2.2. Términos de la ecuación de Bioheat.	14
2.3. Factores que influyen en la selección de materiales para electrodos [30].	15
2.4. Precauciones y Contraindicaciones para la aplicación de RF y RFP.	19
4.1. Parámetros utilizados para modelo de electrodo convencional.	27
4.2. Condiciones de aplicación del modelo.	33
4.3. Tamaño de la lesión generada por RFP usando diferentes parámetros.	34
4.4. Condiciones de aplicación para determinar la influencia del tejido biológico.	39
4.5. Condiciones de aplicación para determinar la influencia del material del electrodo.	42
5.1. Parámetros utilizados para modelo de electrodo implantable.	48
5.2. Resultados experimentales para la combinación Titanio-Titanio bajo parámetros estándar de RFP.	52
5.3. Mejor combinación de parámetros RFP encontrada para la combinación Titanio-Titanio.	54
5.4. Resultados experimentales para la combinación Titanio-Titanio con los mejores parámetros de RFP encontrados.	54
5.5. cosas	55
5.6. Condiciones de aplicación de RFP para la combinación Titanio-Titanio.	57
5.7. Configuración de aplicación de RFP para Titanio-Titanio.	58
5.8. Condiciones de aplicación de RFP para la combinación Titanio-Tungsteno.	60
5.9. Resultados experimentales y teóricos para la combinación Titanio-Titanio bajo condiciones estándar de RFP.	63
5.10. Resultados para la combinación Titanio-Tungsteno aislado bajo parámetros estándar durante 180 [s] de aplicación.	63
A.1. Propiedades utilizadas para modelo de comportamiento de RF y RFP realizado por Cosman et al. (2005).	73
A.2. Propiedades utilizadas para modelo de Supa et al.(2002).	74
B.1. Propiedades del tejido biológico utilizado en el modelo de electrodo convencional. Propiedades obtenidas de la base de datos de COMSOL salvo la médula espinal.	75
B.2. Propiedades utilizadas para modelo de electrodo convencional.	76
B.3. Propiedades del aislante utilizado en el modelo convencional.	76

C.1. Propiedades de los tejidos biológicos del modelo de electrodo implantable. . .	77
C.2. Propiedades utilizadas para modelo de electrodo implantable.	78
C.3. Propiedades del recubrimiento de Silicona. Valores obtenidos de la librería de materiales de COMSOL y de Prospector [27]	78
C.4. Propiedades de la placa conductora ubicada entre el electrodo externo y la piel. Los valores han sido obtenidos de la librería de materiales de COMSOL.	78
C.5. Propiedades del acero inoxidable 316 LVM. Valores obtenidos de Ametek Fine Tubes [1].	79

Índice de Ilustraciones

1.1.	Proceso neurofisiológico de la nocicepción [8].	4
1.2.	Instalación de Neuroestimulador eléctrico [9].	6
1.3.	Electrodo para aplicar radiofrecuencia en el tejido nervioso de la columna vertebral [26].	6
1.4.	Parámetros de aplicación de RFP usuales [10].	7
2.1.	Circuito fundamental de Radiofrecuencia [21]. Las líneas discontinuas muestran el campo eléctrico generado entre la punta del electrodo y la placa a tierra.	9
2.2.	Líneas de campo eléctrico alrededor de la punta expuesta del electrodo. Las isotermas se encuentran representadas por líneas segmentadas y el campo eléctrico por líneas continuas. [7].	10
2.3.	Representación de la interfase electrodo-electrolito durante los dos tipos de transferencia de carga [24].	11
2.4.	Materiales aceptados como implantes pasivos y conductores de corriente. . .	16
2.5.	Geometría de la lesión en función del diámetro del electrodo [4].	18
3.1.	Izquierda: Electrodo de 4 puntas utilizado en el modelo de Supan. Derecha: Volumen de control que contiene el electrodo de 4 puntas, una vena y tejido hepático [29].	22
3.2.	Ilustración realizada por Comsol del modelo de Supan [6].	23
4.1.	Volumen de control utilizado en el modelo de electrodo convencional de radiofrecuencia pulsada.	26
4.2.	La función voltaje (imagen superior) es multiplicada por una función ventana entre 0 y 1 (imagen central) para definir el ancho del pulso según el valor de w . El resultado es la función de entrada al modelo que se ve en la imagen inferior. La función ha sido graficada con $V = 45[V]$, $w = 0,02$, $N = 2[Hz]$ y $f = 50[Hz]$ sólo con motivos ilustrativos.	28
4.3.	Punta expuesta del electrodo donde se ubican los puntos de control de temperatura.	29
4.4.	El volumen de la lesión puede ser aproximado al volumen de un elipsoide cuyos semiejes son a, b y c (A). Se puede crear relaciones entre los semiejes del elipsoide y las dimensiones r, p y d de la lesión junto al diámetro del electrodo w (B). La zona encerrada por las líneas azules delimita la lesión y corresponde a la isoterma $42^{\circ}C$	30

4.5.	Contornos de temperatura con parámetros estándar de RFP $f = 500[kHz]$, $V_S = 45[V]$, $w_S = 0,02[s]$ y $N_S = 2[pps]$	31
4.6.	Gráfico de temperatura versus tiempo en los puntos de control de temperatura $T_{PuntaElectrodo}$, $T_{TejidoProximo}$ y $T_{TejidoCostado}$	32
4.7.	Distribución de campo eléctrico y Voltaje obtenido de forma instantánea. La dirección del campo tiende a ser perpendicular a la superficie del electrodo y en el entorno al aislante es paralelo al mismo.	33
4.8.	Tamaño de la lesión resultante para cada conjunto de parámetros. La comparación porcentual ha sido realizada con respecto al lo obtenido con parámetros estándar de RFP $1.26 \times 10^{-7}[m^3]$	34
4.9.	Distribución de temperatura para $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros estándar ($V_S = 45[V]$, $w_S = 0.02[s]$ y $N_S = 2[pps]$.)	35
4.10.	Distribución de temperatura para los tiempos $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros A ($V_A = 45[V]$, $w_A = 0.05[s]$ y $N_A = 2[pps]$). El efecto principal al aumentar el ancho del pulso es un aumento de $0.9^\circ C$ en la temperatura máxima alcanzada.	36
4.11.	Distribución de temperatura para los tiempos $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros B ($V_B = 70[V]$, $w_B = 0.02[s]$ y $N_B = 2[pps]$).	37
4.12.	Distribución de temperatura para los tiempo $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros C ($V_B = 70[V]$, $w_B = 0.02[s]$ y $N_B = 1[pps]$).	38
4.13.	Diferencia porcentual de las propiedades Capacidad Calórica C_p , Conductividad Térmica k y Conductividad Eléctrica σ para médula y músculo calculadas con respecto al hígado.	40
4.14.	Volumen de la lesión obtenido al aplicar RFP con parámetros estándar en hígado, médula y músculo durante 30 [s]. Los porcentajes han sido calculados con respecto al volumen de lesión obtenido para el hígado $8.66 \times 10^{-8}[m^3]$	41
4.15.	Distribución de temperatura Hígado (A) y Músculo (B) luego de 30 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. Se aprecia que la lesión es de mayor volumen para el caso del músculo.	41
4.16.	Distribución de temperatura para el Hígado (A) y la Médula (B) luego de 30 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. Se observa que la lesión provocada en tejido medular es de mayor tamaño.	42
4.17.	Diferencia porcentual de las propiedades del acero inoxidable y la aleación NiTi utilizados como electrodos (ver Tablas B.1, B.2 y B.3 del Apéndice B).	43
4.18.	Volumen de la lesión al aplicar RFP con parámetros estándar en electrodos de acero inoxidable (SS) y aleación Niquel-Titanio (NiTi) inmersos en tejido hepático. Porcentaje en base al acero inoxidable cuyo volumen de lesión es $2.21 \times 10^{-7}[m^3]$	43
4.19.	Distribución de temperatura para electrodos de acero inoxidable (A) y aleación NiTi (B) sobre tejido hepático.	44
5.1.	Volumen de control utilizado en el modelo de electrodo implantable de radiofrecuencia pulsada. La imagen de la derecha corresponde a un acercamiento a la zona de interacción entre el electrodo exterior, la piel y el receptor electrodo.	47
5.2.	Puntos de control de temperatura del modelo de electrodo implantable.	49

5.3. Montaje experimental.	50
5.4. Puntos de control experimental de temperatura. El recuadro en línea segmentada muestra una vista interior de la muestra de cerdo donde se aprecia la disposición del electrodo implantable.	51
5.5. Fotografía instantanea mientras se realiza una medición.	53
5.6. Estado final de la piel luego de 8 mediciones experimentales.	53
5.7. Estado final de la piel luego de 8 mediciones experimentales con la combinación Titanio-Tungsteno.	55
5.8. Estado final de la piel luego de un procedimiento experimental con la combinación Titanio-Tungsteno.	56
5.9. Gráfico temperatura versus tiempo para los 3 puntos de control. La línea negra segmentada indica la temperatura experimental obtenida $T_{TejidoProximo}$ luego de 240 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. La línea roja segmentada señala la temperatura objetivo para provocar la lesión, es decir, los $42^{\circ}C$. Bajo esta configuración, la combinación Titanio-Titanio no logra producir la lesión.	57
5.10. Distribución de temperatura obtenido al aplicar RFP con parámetros estándar luego de 240 [s] de aplicación. Las flechas rojas muestran el flujo total de calor, lo cual demuestra que existe una fuga de calor hacia el cuerpo del electrodo implantado.	58
5.11. Gráfico temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Titanio en tejido muscular al aplicar la mejor configuración encontrada (Tabla 5.7). . .	59
5.12. Gráfico temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Titanio en tejido medular al aplicar la mejor configuración encontrada (Tabla 5.7). . . .	59
5.13. Temperatura versus tiempo para la combinación Titanio.Tungsteno para parámetros estándar de RFP. Se estima que la lesión ocurriría a los 75 [s] de aplicación.	61
5.14. Distribución de temperatura para la combinación Titanio-Tungsteno sobre tejido muscular al aplicar parámetros estándar de RFP. Se muestra la distribución obtenida para los tiempo 75 [s] (A) cuando se alcanzaría la temperatura de lesión y 164 [s] (B) cuando se alcanza la temperatura experimental.	61
5.15. Temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Tungsteno en tejido medular. La línea roja segmentada indica la temperatura cuando se produce lesión. La intersección de la curva de la temperatura del tejido próximo y la curva de la temperatura de lesión muestra el tiempo en el cual se produciría la lesión sobre este tejido.	62
5.16. Distribución de temperatura en la médula al utilizar un electrodo compuesto de Titanio y Tungsteno.	63
5.17. Temperatura versus tiempo para 120 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar usando electrodo implantable y receptor electrodo de acero inoxidable 316 LVM.	65
5.18. Distribución de temperatura para el acero inoxidable 316 LVM luego de 120 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar de RFP sobre tejido medular.	66

Introducción

La aplicación de energía mediante radiofrecuencia (RF) y sus efectos tisulares fue descrita por primera vez por d'Ansoval en 1891 quien observó como el paso de ondas de RF a través de tejidos provocaban un aumento local en la temperatura tisular y en consecuencia alteran la funcionalidad del tejido nervioso. Posteriormente la radiofrecuencia fue reconocida como tratamiento para tumores, cirugía oncológica y principalmente, en el tratamiento del dolor crónico.

Dentro de los actuales tratamientos para el dolor crónico se encuentran la Neuroestimulación, que es el proceso de activación o inhibición de tejido excitable producto del paso de una corriente eléctrica. Es una técnica no destructiva, reversible y ajustable. Por otro lado está la radiofrecuencia de aplicación continua que consiste en lesionar un tejido nervioso previamente seleccionado mediante la aplicación de una corriente eléctrica con frecuencias entre los 3 y los 500 [kHz] [2] a través de un electrodo que posee una porción aislada y otra sin aislar. La sección no aislada se ubica en contacto directo con el tejido nervioso en cuestión. Al conectar el electrodo al sistema generador de corriente ésta fluirá hacia los tejidos adyacentes generando calor como resultado. La producción del calor se debe al movimiento de iones generado por el paso de la corriente [22]. Cuando el tejido circundante alcanza los 42°C se produce la lesión.

A pesar de su amplia utilización, estos tratamientos poseen algunas desventajas, entre ellas se encuentra la necesidad de continuas intervenciones quirúrgicas para aplicar la RF, pueden ser destructivas e irreversibles y en algunos casos se utilizan dispositivos implantables cuyo recambio de baterías debe hacerse cada cierto periodo de tiempo.

De esto nace la radiofrecuencia pulsada (RFP), un tratamiento no destructivo, no ablativo y que no representa ningún riesgo para la salud del paciente tratado. Esta utiliza cortos pulsos de radiofrecuencia con periodos de inactividad aplicados mediante un electrodo que busca lesionar un nervio cuidando que el tejido no supere los 42°C. Sin embargo, la radiofrecuencia pulsada también requiere intervenciones invasivas en un periodo de tiempo (2 a 4 veces por año).

Estos aspectos han inspirado la búsqueda de diversos materiales implantables en el cuerpo humano que puedan reemplazar aquellos tratamientos invasivos. En particular, este trabajo busca determinar mediante modelos computacionales y pruebas experimentales que existen en la actualidad materiales aptos para ser implantados que puedan llevar a cabo el tratamiento de la radiofrecuencia pulsada sin necesidad de baterías ni continuas intervenciones quirúrgicas.

Objetivos

Objetivo General:

Realizar un modelo de transferencia de calor al aplicar radiofrecuencia pulsada que permita predecir el comportamiento de un nuevo modelo de electrodo implantable para ciertas configuraciones de radiofrecuencia y materiales para electrodos.

Objetivos Específicos:

- Desarrollar un modelo de transferencia de calor que permita simular el comportamiento de un electrodo convencional usado en radiofrecuencia pulsada para tratamientos de dolor crónico y determinar cuáles son los parámetros de estimulación más relevantes para alcanzar la temperatura objetivo del tratamiento.
- Usando el modelo de electrodo convencional y datos experimentales realizados en investigaciones previas, calibrar los parámetros del modelo de transferencia térmica.
- Crear un modelo de transferencia de calor para determinar la factibilidad técnica de un electrodo implantable para ser usado en radiofrecuencia pulsada y que permita verificar si la temperatura de lesión es alcanzada para las diferentes combinaciones de materiales para electrodos.
- Realizar pruebas experimentales para validar el modelo de transferencia de calor para el electrodo implantable.
- Usando el modelo de transferencia de calor para el electrodo implantable, evaluar otras materiales propuestos para la fabricación del electrodo.

Capítulo 1

Tratamientos para el Dolor Crónico

El dolor es definido por la Asociación Internacional para el Estudio del Dolor (IASP) como una experiencia sensorial y emocional desagradable asociada a una lesión tisular presente o potencial. Esto constituye una experiencia subjetiva integrada por un conjunto de pensamientos, sensaciones y conductas.

El dolor crónico es aquel que persiste en el tiempo más allá de la fase de curación de una lesión tisular, considerado de 3 meses. Generalmente se encuentra asociado a algún daño del tejido nervioso inicial que termina produciendo cambios funcionales y estructurales a nivel del sistema nervioso central. Este puede tener características Nociceptivas, Neuropáticas o ambas.

- **Dolor Nociceptivo:** también llamado dolor normal o fisiológico. Es causado por la detección de estímulos nocivos o potencialmente dañinos por los Nociceptores del cuerpo. [31].
- **Dolor Neuropático:** llamado también patológico. Es producido por daño o alteración en las estructuras del sistema nervioso.

Los receptores del dolor o nociceptores se clasifican según el tipo de fibra que los constituye, dentro de los cuales se distinguen las fibras $A\delta$ y C [3]. Las fibras $A\delta$ son mielinizadas, con una velocidad de conducción de 5 a 20 [ms], por lo que son catalogadas como vías de nocicepción rápida y están encargadas de la transmisión de los estímulos que provocan el dolor agudo. Los receptores C son fibras no mielinizadas con velocidad de conducción entre 0.5 y 2 [ms]. Son las fibras encargadas de la transmisión del dolor lento-quemante que provoca el dolor crónico.

1.1. Transmisión del dolor

Existen variadas estructuras y procesos que participan en la percepción y respuesta del dolor. El proceso completo por el cual un individuo percibe dolor se conoce como Nocicepción y se subdivide en 4 procesos que se ilustran en la Figura 1.1.

1. Transducción: proceso por el cual los estímulos nocivos son convertidos en potencial de acción a nivel de nociceptores. En ellos se dan dos tipos de transducción conocidos como *Activación*, que desencadena la generación de un potencial de acción, y la *Modificación de sensibilidad*, donde mediadores químicos regulan la sensibilidad del nociceptor (prostaglandinas, bradicinas, histaminas y óxido nítrico).
2. Transmisión: se realiza por las fibras nerviosas A δ y C cuyos cuerpos celulares o somas corresponden a neuronas pequeñas llamadas de tipo B. Sólo los estímulos cuya magnitud sobrepase el *Umbral de Excitabilidad Neuronal* se transmitirán por medio de un potencial de acción (despolarización y repolarización) que se propagará a lo largo de la fibra nerviosa ingresando a la médula espinal [8].
3. Modulación: fenómeno por el cual se puede inhibir o favorecer la transmisión del dolor a través del sistema nervioso.
4. Percepción: proceso final donde se crea la experiencia subjetiva y emocional del dolor.

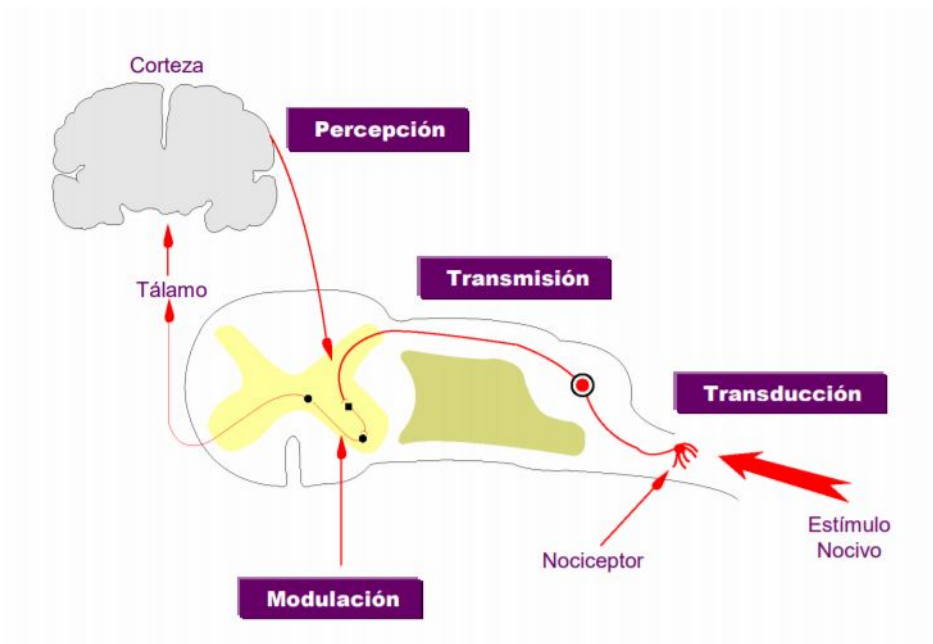


Figura 1.1: Proceso neurofisiológico de la nocicepción [8].

1.2. Técnicas para el Tratamiento del Dolor

Dentro de las técnicas más utilizadas para el tratamiento del dolor crónico se encuentran las técnicas Farmacológicas, Neuromodulación y los tratamientos con Radiofrecuencia. Estas técnicas se describen a continuación.

Técnicas Farmacológicas

Las técnicas farmacológicas o bloqueos sensitivos pueden ser de carácter diagnóstico, los cuales consisten en la aplicación de anestésico local para verificar la causa o mediación del dolor, o de carácter terapéutico asociado a la aplicación del anestésico corticoides para tratar la inflamación subyacente.

Técnicas de Neuroestimulación

La neuroestimulación es el proceso de activación o inhibición de tejido excitable como el sistema nervioso o el corazón, producido por el paso de una corriente eléctrica. Es una técnica no destructiva, reversible y ajustable usada para el tratamiento del dolor crónico intenso [20].

Existen dos tipos de neuroestimulación, la neuroestimulación eléctrica que puede ser utilizada en el cerebro, sistema autónomo, músculos, etc, mediante el uso de un electrodo por el cual se aplica la corriente eléctrica directamente en el nervio, mientras que la neuroestimulación química usa agentes químicos conocidos como bombas de microinfusión sobre tejidos neuronales utilizando la tecnología de implantación. Estos dispositivos son utilizados para el manejo del dolor crónico, desórdenes de movimiento, desórdenes siquiátricos, epilepsia, entre otros.

- **Neuroestimulación Química:** Consiste en la aplicación de fármacos analgésicos mediante un sistema de bomba programable implantada a nivel subcutáneo que libera el fármaco a través de un catéter. Dentro de los analgésicos más utilizados se encuentra la morfina, cuyas dosis son variables según la necesidad.

Se caracteriza por ser una técnica invasiva que posee diversos riesgos o efectos secundarios, como infecciones producto del mismo procedimiento o por la obstrucción del catéter. A pesar de lo anterior, aproximadamente entre un 60-80 % [34] de las personas tratadas consiguen un buen control del dolor, sin embargo, no existen actualmente estudios estandarizados de evaluación a largo plazo.

- **Neuroestimulación Eléctrica:** Este tratamiento cuenta con un dispositivo llamado Neuroestimulador, el cual genera señales eléctricas muy suaves que modulan la señal del dolor. Este se implanta quirúrgicamente dentro del paciente (bajo la piel) y va conectado a uno o más electrodos dirigidos hacia la médula. También cuenta con un programador de mano utilizado por el paciente para regular la estimulación. Los parámetros habituales de estimulación son: voltaje entre 1 y 6 [V], duración del pulso entre 100 y 500 [μ s] y frecuencias entre 50 y 120 [Hz] [13]. La instalación del dispositivo se puede apreciar en la Figura 1.2.

Esta técnica se puede utilizar para tratar cualquier tipo de dolor. Sin embargo, dentro de sus desventajas se tiene la necesidad de mantenimiento y recarga del Neuroestimulador mediante cirugía cada 2 o 4 años, según la duración de la batería de litio y las horas de uso. Otro punto a considerar es la posible migración de los electrodos luego de realizada la operación, lo que provoca la necesidad de una operación de corrección. Por lo general, entre un 9 y un 13 % [13] de los sujetos intervenidos necesitan corrección.



Figura 1.2: Instalación de Neuroestimulador eléctrico [9].

Técnicas de Radiofrecuencia

Los tratamientos con Radiofrecuencia consisten en la aplicación de corriente eléctrica de alta frecuencia con la finalidad de lesionar, dañar o destruir algún tejido nervioso, órgano o tumor.

La corriente eléctrica es originada en un Generador de Radiofrecuencia con frecuencias que van entre los 300 y los 500 [kHz] [2]. La corriente pasa a través de un electrodo aislado que posee un extremo sin aislar ubicado en contacto directo con el tejido en cuestión (ver Figura 1.3). La corriente fluye hacia los tejidos adyacentes, los que actúan como resistencia, generando calor como resultado. La temperatura del tejido objetivo debe incrementarse al rango entre los 42 y los 50°C para producir la lesión. Este último es conocido como *Rango Letal de Temperatura* [7], donde si las células, nervios y/o tejidos son expuestos a estas temperaturas por 20 segundos o más, se produce la destrucción celular por calor.

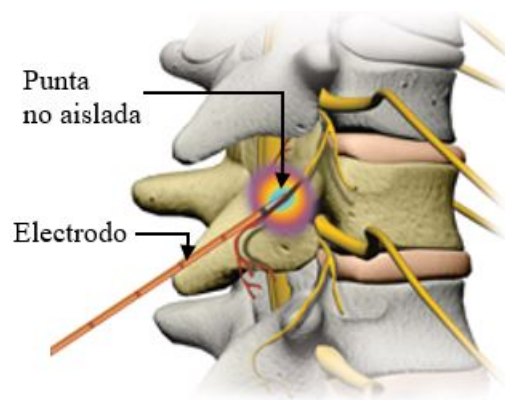


Figura 1.3: Electrodo para aplicar radiofrecuencia en el tejido nervioso de la columna vertebral [26].

Actualmente existen dos técnicas para la aplicación de radiofrecuencia:

- **Radiofrecuencia Continua:** Aplicación de corriente de alta frecuencia para destruir o dañar de forma permanente tejidos nerviosos o cancerosos. La radiofrecuencia debe

ser transmitida al tejido de forma continua por 20 segundos o más, el tejido alcanza el Rango Letal de Temperatura lo que se traduce en un daño irreversible del mismo.

Un error en la aplicación de esta técnica puede significar un déficit motor del paciente y/o provocar el Síndrome de Desafereciación [14] imposibilitando a la persona de realizar cualquier tipo de movimientos voluntarios.

- **Radiofrecuencia Pulsada:** Aplicación de pulsos cortos de radiofrecuencia sobre tejido nervioso. La duración del pulso va entre los 10 y los 30 [ms], seguido por un periodo de inactividad. Los pulsos poseen una frecuencia de repetición de 1 a 8 [Hz] [7]. Debido a que no supera los 20 segundos de RF continua, es una técnica con características no destructivas, no ablativas, completamente reversible y no representa ningún riesgo para la salud o la vida del paciente.

Actualmente, esta técnica es utilizada en el tratamiento del dolor crónico ya que lesiona el tejido nervioso o nociceptores evitando que el paciente sienta dolor y a su vez, no le imposibilita el movimiento.

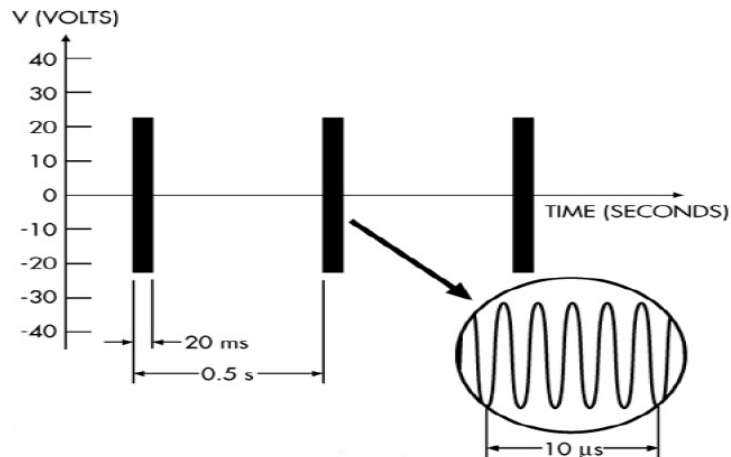


Figura 1.4: Parámetros de aplicación de RFP usuales [10].

Dentro de las diferentes terapias para el tratamiento del dolor crónico, el presente trabajo se centrará en los tratamientos con Radiofrecuencia Pulsada, por lo cual, en las secciones posteriores se buscará profundizar la información entregada sobre esta terapia.

Capítulo 2

Radiofrecuencia y Radiofrecuencia Pulsada en Medicina

Las primeras aplicaciones de electricidad en la medicina fueron realizadas por el cirujano y obstetra Luigi Galvani en el siglo XVIII, en la ciudad de Bologna, Francia. Su trabajo trataba sobre los efectos químicos de la corriente eléctrica aplicada directamente a un tejido orgánico a través de una aguja o alambre. Galvani reportó que la técnica podría llegar a destruir tumores y aneurismas, sin embargo, de sus resultados el que más atención logró captar fue la detención del sangrado o cauterización de tejidos [18]. Esta técnica fue conocida como Galvanocauterización.

En el año 1890, un físico y fisiólogo francés llamado Arsène d'Arsonval estudió los efectos tisulares de la radiofrecuencia, trató de explicar cómo el paso de la radiofrecuencia a través de tejido podía alterar la funcionalidad del tejido nervioso, realizó mediciones para cuantificar la intensidad de la excitación muscular en función de la frecuencia aplicada, determinó que la radiofrecuencia provocaba un cambio en la presión arterial y registró un aumento local de temperatura en el lugar de aplicación.

En el curso de sus investigaciones construyó junto al ingeniero francés Marcel Deprez un galvanómetro capaz de percibir corrientes débiles con el que pudo estudiar las contracciones musculares causadas por la radiofrecuencia e ideó un procedimiento terapéutico aplicable a algunas enfermedades como la Artritis, Reumatismo y Gota [18]. Sin embargo, nunca consideró importantes los efectos térmicos de la radiofrecuencia y atribuía el aumento local de temperatura a la vasodilatación.

No fue hasta el año 1906 cuando el médico italiano De Keating-Hart demostró en el Congreso Internacional de Electrología en Milán que la corriente de alta frecuencia destruía el tejido canceroso, tal como predijo Galvani, y que esto estaba directamente relacionado con el aumento local de temperatura. En el año siguiente, el inventor estadounidense Lee de Forest construyó el primer dispositivo médico para la aplicación de radiofrecuencia en cirugía.

En el año 1962, el cirujano norteamericano George Crile logró definir el rango de temperatura para destruir el tejido canceroso sin dañar el tejido circundante. Este rango va entre

los 42°C hasta los 50°C y es el rango utilizado hasta la actualidad.

La radiofrecuencia hizo su ingreso al mundo de la medicina con los primeros experimentos de Galvani y d'Arsonval. Diversos investigadores han modificado el procedimiento de aplicación llegando hoy en día a la Radiofrecuencia Pulsada, la cual tiene sus bases en la radiofrecuencia de d'Arsonval, sin embargo, posee características no destructivas cuyo efecto es completamente reversible y es ampliamente utilizada en el tratamiento del dolor crónico.

2.1. Principios Físicos de la Terapia con Radiofrecuencia

Para crear una lesión por Radiofrecuencia se debe aplicar una corriente alterna sobre un tejido biológico. Esta corriente provoca oscilaciones moleculares cuya amplitud es directamente proporcional a la densidad de corriente en el punto. La fricción entre moléculas y átomos genera calor lo cual provoca el aumento local de temperatura que lleva finalmente a producir la lesión.

Las lesiones producidas por Radiofrecuencia consideran el uso de un electrodo semi aislado cuya punta no aislada (2-10 [mm]) debe estar en contacto con el *Tejido Objetivo*, un generador de Radiofrecuencia y una almohadilla o placa a tierra cerrando el circuito (Figura 2.1). La corriente fluye entre la punta del electrodo y la placa a tierra. Debido a la gran diferencia entre sus áreas, en el entorno a la placa a tierra no hay suficiente densidad de corriente para dañar el tejido, pero en la punta del electrodo la densidad de corriente es mucho mayor por lo cual la oscilación molecular es más intensa alcanzando a desnaturalizar el tejido.

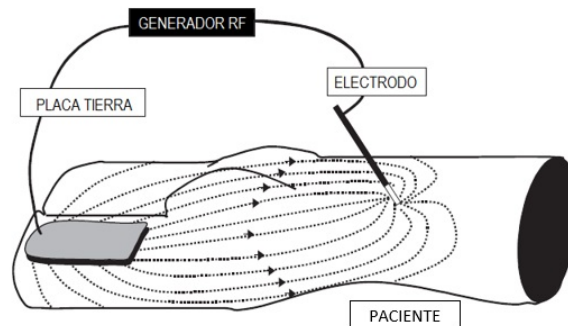


Figura 2.1: Circuito fundamental de Radiofrecuencia [21]. Las líneas discontinuas muestran el campo eléctrico generado entre la punta del electrodo y la placa a tierra.

El comportamiento de la temperatura en el entorno a la punta del electrodo es expuesta en la Figura 2.2 donde isotermas son generadas de forma radial y perpendiculares a la dirección de la corriente a partir del punto de aplicación. Mientras a mayor distancia de la punta del electrodo se encuentre la isoterma, la temperatura alcanzada irá disminuyendo de forma progresiva. La isoterma de 42°C delimita la zona de lesión (Figura 2.2).

Durante los primeros segundos de aplicación de radiofrecuencia se produce la lesión, que crece de manera lineal. Al momento de alcanzar la temperatura impuesta (generalmente los

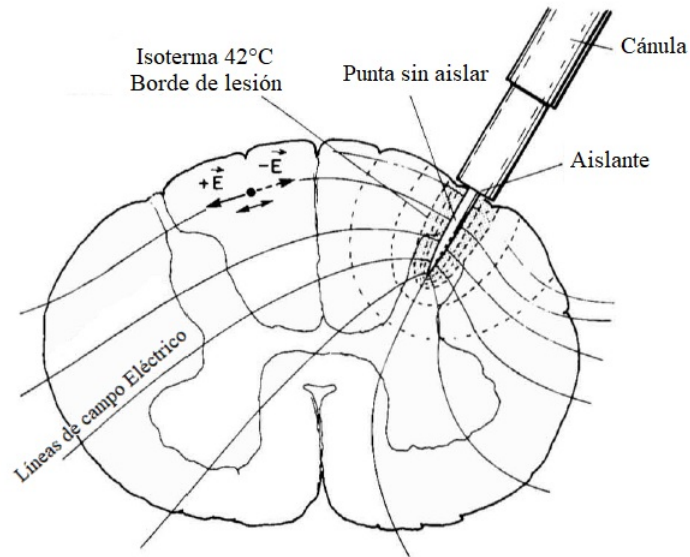


Figura 2.2: Líneas de campo eléctrico alrededor de la punta expuesta del electrodo. Las isotermas se encuentran representadas por líneas segmentadas y el campo eléctrico por líneas continuas. [7].

42°C) se comienza a estabilizar el sistema. La temperatura de la punta del electrodo puede ser monitoreada con una termocupla incorporada dentro del electrodo.

2.1.1. Principios de Inyección de Carga

En el tejido biológico existen iones de Sodio (Na^+), Potasio (K^+) y Cloro (Cl^-), entre otros, presentes en solución acuosa. Este ambiente se define como *Electrolito*. En él, los iones presentes interactúan con la corriente eléctrica proveniente del electrodo. Esta interacción puede producirse mediante dos mecanismos:

1. *Transferencia de Carga Farádica:* Ocurre por reacciones de reducción y oxidación en la interfase electrodo-electrolito. Durante estas reacciones, electrones son transferidos desde el electrodo hacia los iones en el electrolito o desde los iones del electrolito hacia el electrodo. Este intercambio de cargas es gobernado por la *Ley de Faraday*, i.e., la cantidad de carga química en la interfase electrodo-electrolito es directamente proporcional a la corriente que fluye a través de la interfase.

La transferencia Farádica puede ser reversible o irreversible. Las reacciones irreversibles son iniciadas con la electrólisis del agua de la solución acuosa, la oxidación de iones de cloro y la corrosión o disolución del electrodo. Estos efectos no son deseados ya que producen respuestas biológicas que pueden cambiar las propiedades de los tejidos. Debido a esto se define el *Límite de Inyección de Carga Reversible* que corresponde al valor límite de carga inyectada antes que los cambios químicos irreversibles ocurran.

Generalmente se utilizan metales nobles cuando existe transferencia de carga Farádica ya que estos presentan una buena resistencia a la corrosión al igual que acero inoxidable 316 perteneciente a los metales no-nobles.

2. *Transferencia de Carga Capacitiva*: Un condensador (capacitor en inglés) consiste en dos conductores separados por un material no conductor. El electrodo corresponde a una superficie conductora, mientras que los iones de difusión contenidos en el tejido o solución acuosa atraen moléculas de agua, según la carga de los mismos, debido a la polaridad de la molécula de agua (ver Figura 2.3).

La transferencia de carga ocurre cuando la corriente es aplicada al electrodo cambiando su carga neta. Los iones en el electrolito reaccionan a este cambio de carga moviéndose hacia o alejándose del electrodo. Para corrientes lo suficientemente pequeñas, la transferencia puede ocurrir mediante este proceso independientemente del material del electrodo. Algunos materiales como el Tantalio permiten una gran transferencia de carga capacitiva.

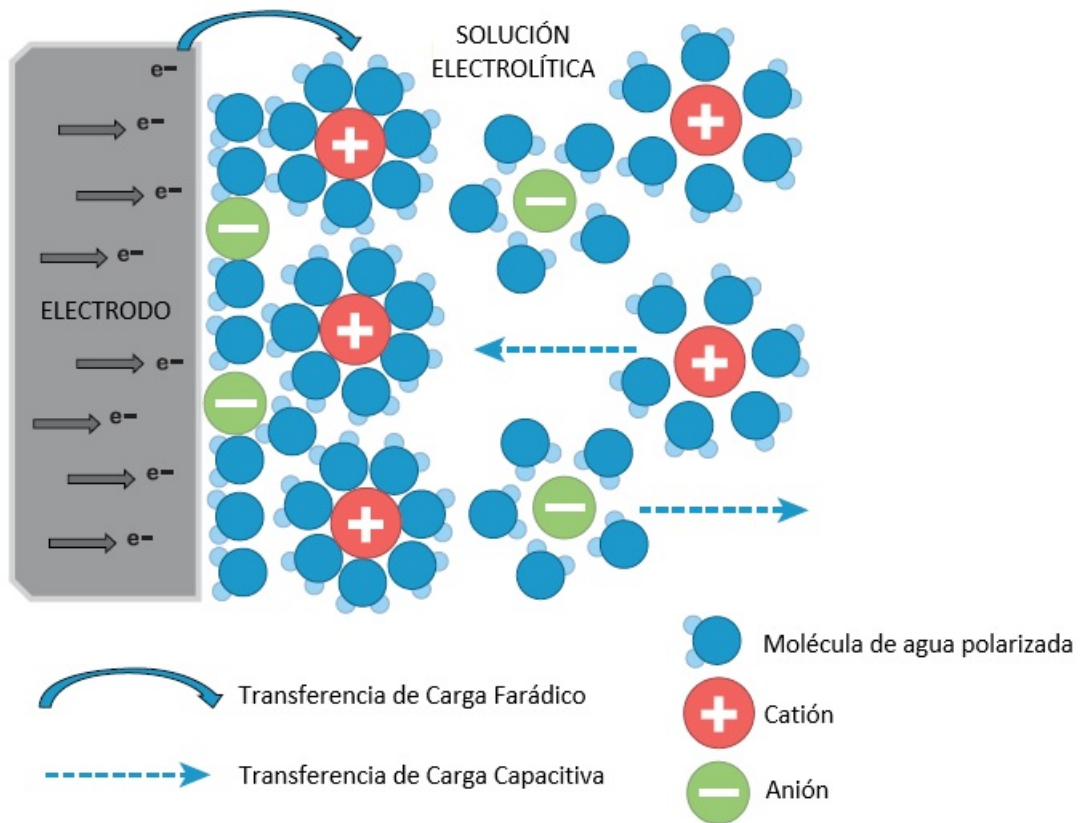


Figura 2.3: Representación de la interfase electrodo-electrolito durante los dos tipos de transferencia de carga [24].

2.1.2. Cálculos de Campos Eléctricos

El vector de Campo Eléctrico \vec{E} alrededor de un electrodo ubicado en un medio conductor y dieléctrico como lo es el tejido biológico, es gobernado por las ecuaciones de Maxwell. Estas se expresan de la siguiente manera [12]:

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon} \quad (2.1)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\delta \vec{B}}{\delta t} \rightarrow \text{Ley de Faraday - Lenz} \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.3)$$

$$\nabla \times \vec{B} = \mu \vec{J} + \mu_1 \varepsilon_1 \frac{\delta \vec{E}}{\delta t} \quad (2.4)$$

Donde cada término corresponde a lo indicado en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1: Términos de las ecuaciones de Maxwell.

Término	Definición
\vec{E}	Vector de Campo Eléctrico [V/m]
ρ	Densidad de Carga libre [C/m ³]
ε_1	Permitividad del medio [F/m]
\vec{B}	Vector de Campo Magnético [T]
\vec{J}	Densidad de Corriente libre [A/m ²]
μ_1	Permeabilidad del medio [N/A ²]

Para simplificar los cálculos, se puede asumir que el sistema está en un régimen de *Electro Cuasi Estática* ya que la dimensión del mismo ($L_{sistema} = 15$ [cm]) es mucho menor que la longitud de onda de la señal senoidal aplicada ($\lambda = 600$ [m]) con una frecuencia $f = 500$ [kHz], tal como lo demuestra la Ecuación 2.5.

$$L_{sistema} \ll \frac{c}{f} \Rightarrow L_{sistema} \ll \lambda \quad (2.5)$$

Dentro de las implicancias que se trate de un régimen Electro Cuasi Estático, se encuentra que el término de la derecha que representa la tasa de cambio temporal del campo magnético \vec{B} de la Ecuación 2.2 es despreciable y por lo tanto el campo eléctrico se puede expresar como un gradiente de un potencial $\nabla \Phi$, como se muestra en la Ecuación 2.6

$$\nabla \times \vec{E} = 0 \Rightarrow \vec{E} = -\nabla \Phi \quad (2.6)$$

En un Régimen Senoidal Permanente, el campo eléctrico puede escribirse en notación compleja de la siguiente manera:

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = E(\vec{r})e^{i\omega t \vec{u}} \quad (2.7)$$

Dónde E es la amplitud del campo eléctrico \vec{E} , \vec{r} es el vector de posición, $i = \sqrt{-1}$, ω es la frecuencia angular igual a $2\pi f$ y \vec{u} es un vector unitario en dirección de \vec{E} . Al derivar esta expresión con respecto al tiempo se obtiene la Ecuación 2.8.

$$\frac{\delta \vec{E}}{\delta t} = E \cdot (i\omega)e^{i\omega t \vec{u}} = \vec{E} \cdot (i\omega) \quad (2.8)$$

Al reemplazar el resultado de la Ecuación 2.8 en la Ecuación 2.4 se obtiene lo siguiente:

$$\nabla \times \vec{B} = \mu(\vec{J} + i\omega\varepsilon_1\vec{E}) \quad (2.9)$$

Donde ε_1 es la permitividad del medio que también puede representarse como la multiplicación de una permitividad relativa ε_r y la permitividad del vacío $\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}[F/m]$.

El campo eléctrico \vec{E} provoca un aumento en las fuerzas eléctricas en iones móviles dentro del electrolito lo que produce un vector de densidad de corriente \vec{J} dentro del tejido. Este vector \vec{J} viene dado por la Ley de Ohm de la Ecuación 2.10. Además, se considera que el tejido es un material homogéneo e isotrópico de conductividad σ conocida.

$$\vec{J} = \sigma\vec{E} \quad (2.10)$$

Al reemplazar la Ecuación 2.10 en la Ecuación 2.9 se obtiene lo siguiente:

$$\nabla \times \vec{B} = \mu(\sigma + i\omega\varepsilon\varepsilon_0)\vec{E} \quad (2.11)$$

Al aplicar Divergencia a ambos lados de la ecuación, se obtiene que el lado izquierdo de la igualdad es cero ya que por Identidades de Cálculo Vectorial, la divergencia de un rotor es igual a cero.

$$0 = \nabla \cdot (\sigma + i\omega\varepsilon\varepsilon_0)\vec{E} \quad (2.12)$$

Finalmente, al reemplazar la expresión del Campo Eléctrico de la Ecuación 2.9 en la Ecuación 2.12:

$$0 = \nabla \cdot [(\sigma + i\omega\varepsilon\varepsilon_0)\nabla\Phi] \quad (2.13)$$

La Ecuación 2.13 puede ser resuelta mediante el métodos de elementos finitos de forma eficiente ya que se debe resolver el sistema para un potencial escalar y obtener el campo eléctrico a partir de él. Este último permitirá determinar el calor inyectado al sistema, o de fuente externa, como se explica en la Sección 2.1.3.

2.1.3. Cálculos de la Distribución de Temperatura

En el año 1948, Harry H. Pennes publicó una ecuación que permite modelar la transferencia de calor presente en tejido biológico, él llamó a esta *Ecuación de Biocalor o Bioheat*. Esta propone que el flujo de calor es proporcional a la diferencia de temperatura entre la sangre arterial y el tejido local.

La ecuación propuesta por Pennes es similar a la ecuación de transferencia de calor y es formulada como sigue [25]:

$$\underbrace{\rho C_p \frac{\delta T}{\delta t}}_{\text{Energía Calórica}} = \underbrace{\nabla \cdot (k \nabla T)}_{\text{Calor por Conducción}} + \underbrace{\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)}_{\text{Perfusión}} + \underbrace{Q_{met}}_{\text{Calor Metabólico}} + \underbrace{Q_{ert}}_{\text{Fuente Externa}} \quad (2.14)$$

Tabla 2.2: Términos de la ecuación de Bioheat.

Término	Definición
ρ	Densidad del tejido [kg/m ³]
C	Capacidad calórica del tejido [J/(kg·K)]
T	Temperatura [K]
k	Conductividad térmica [W/(m·K)]
ρ_b	Densidad de la sangre [kg/m ³]
C_b	Capacidad calórica de la sangre [J/(kg·K)]
ω_b	Tasa de perfusión sanguínea [m ³ /[m ³ ·s)]
T_b	Temperatura de la sangre arterial [K]
Q_{met}	Fuente de calor metabólica [W/m ³]
Q_{ext}	Fuente de calor externa [W/m ³]

Cada término se define según lo expuesto en la Tabla 2.2.

El término de la izquierda es la tasa de cambio de energía calórica, el primer término de la derecha es la pérdida de calor por conducción, el término asociado a la perfusión corresponde a la pérdida de calor por convección provocada por el flujo de sangre en venas o arterias. La energía generada por procesos metabólicos Q_{met} puede ser omitido ya que su valor es despreciable. La fuente de calor externa corresponde al calor generado por la corriente eléctrica dentro del tejido, esto se puede cuantificar usando la ley de Ohm [7]:

$$Q_{ext} = \frac{|J|^2}{\sigma} \quad (2.15)$$

Al reemplazar en la Ecuación 2.15 la expresión de la densidad de corriente obtenida en la Ecuación 2.10, la ecuación final de Bioheat queda de la siguiente forma:

$$\rho C_p \frac{\delta T}{\delta t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + \frac{\sigma E^2}{2} \quad (2.16)$$

2.2. Electroodos

El término electrodo o bioelectrodo se utiliza para definir un tipo de dispositivo que transmite información hacia adentro o fuera del cuerpo como una señal eléctrica. Ejemplos de estos dispositivos son los marcapasos, estimuladores nerviosos transcutáneos o TENS (Transcutaneous Electronic Nerve Stimulators) para la supresión del dolor y prótesis neuronales como los sistemas de estimulación auditivos. En todos estos dispositivos, los electrodos transmiten corriente hacia ciertas áreas específicas del cuerpo para influir en el comportamiento celular.

2.2.1. Factores que Influyen en la Selección de Materiales

Los factores determinantes a considerar en la selección de materiales para electrodos van desde las características propias del electrodo como su geometría y área de contacto, las

características del entorno donde será ubicado y electrolitos presentes, hasta la disponibilidad del material y sus costos. Estos factores se dividen según lo indicado en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3: Factores que influyen en la selección de materiales para electrodos [30].

Electrodo	Área, geometría y condiciones superficiales.
Eléctrico	Potencial, corriente, carga inyectada.
Ambiente	Variables del electrolito y lugar de aplicación.
Ingeniería	Disponibilidad, costo, propiedades mecánicas y fabricación.

La selección de materiales para bioelectrodos varía con las especificaciones de cada aplicación. Por ejemplo, la estimulación intramuscular requiere un material para electrodo con alta resistencia a largo plazo y una gran flexibilidad, sin embargo, esta aplicación no requiere el uso de grandes inyecciones de carga estimuladora. Por otro lado, la estimulación de la corteza visual mediante la implantación de un electrodo en el cortex cerebral requiere el uso de materiales con bajos requerimientos en flexibilidad capaz de conducir una densidad de carga moderada.

Según lo expuesto anteriormente, dentro de los factores se destaca el rol de la densidad de carga que el material puede transportar. Los electrodos que realizan transferencias de carga no Farádicas generalmente poseen un límite de inyección de carga menor a $20 [\mu C/cm^2]$ [30]. En aplicaciones clínicas, típicamente se requiere trabajar con inyecciones de carga mayores en donde predomina la transferencia de carga Farádica reversible, por lo que se favorece el uso de materiales metálicos nobles y aceros inoxidable.

Como el presente estudio busca definir materiales apropiados como electrodos implantables, existen algunas limitaciones para que un material sea aceptado como un implante donde este no debe ser ferromagnético debido a que representa un riesgo si el paciente que posee el implante debe realizarse una resonancia magnética ya que el campo magnético provoca la atracción de este tipo de materiales promoviendo su desplazamiento [33].

2.2.2. Materiales para Electrodos

En todas las aplicaciones que consideren electrodos en contacto con tejido biológico, los materiales seleccionados deben ser biocompatibles tanto como implantes pasivos como conductores de corriente. Debido a esto, se ha tomado como guía la publicación de materiales aceptados (Figura 2.4) realizada por la FDA (Food and Drug Administration), MIT (Massachusetts Institute of Technology) y el libro *Biomaterials Science: An introduction to materials in medicine*.

Por otro lado, existen otros materiales como el acero inoxidable 316LVM (SS 316LVM) que su ingreso al mundo de la medicina es bastante reciente por lo cual no es ampliamente utilizado, y el Tungsteno al cual le faltan estudios que comprueben su compatibilidad a largo plazo como implante pasivo. Electrodos de Platino y Platino-Iridio son extensamente utilizados en la médula espinal al igual que los fabricados de Co-Cr-Mo y Ti, sin embargo, nunca se han utilizada como implantes permanentes.

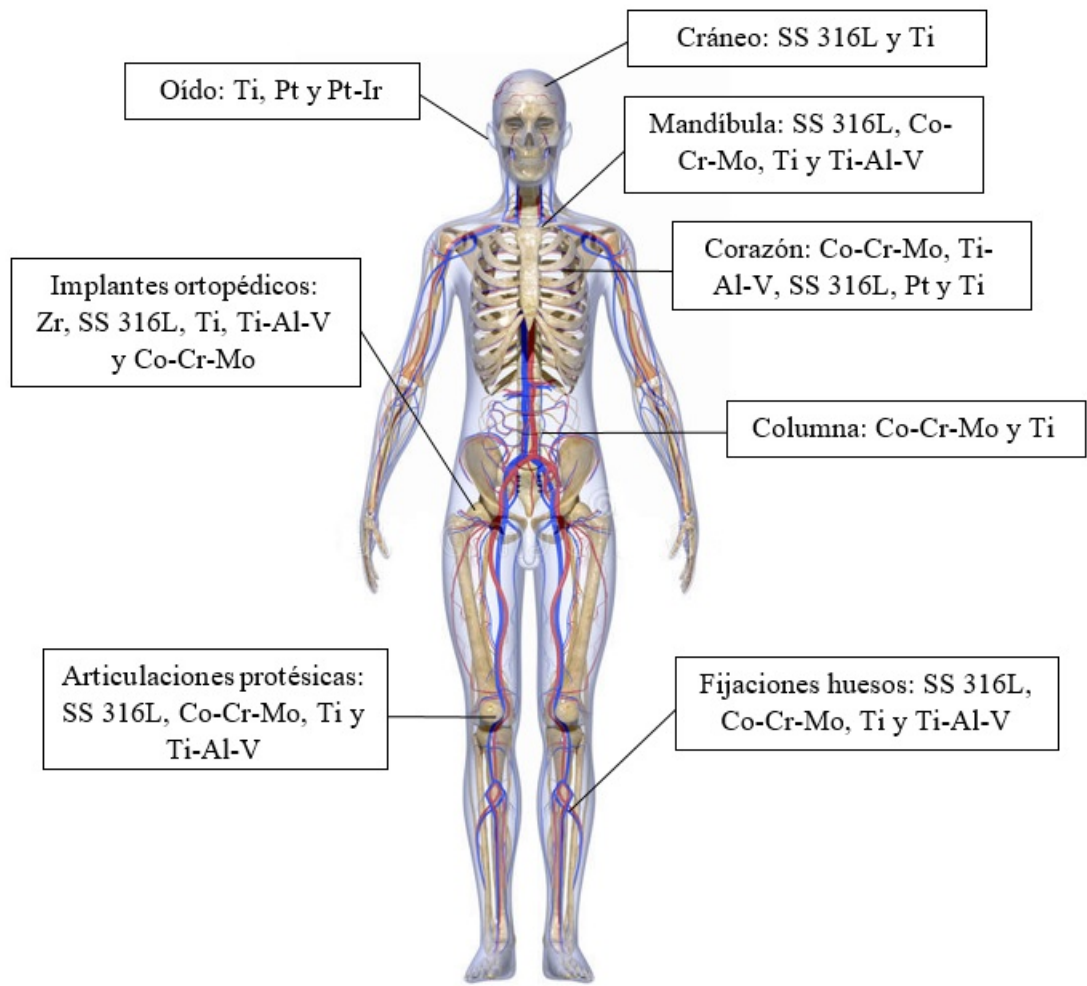


Figura 2.4: Materiales aceptados como implantes pasivos y conductores de corriente.

A continuación, se exponen los materiales más utilizados para fabricar electrodos con aplicación de RF y RFP.

Metales Nobles

Metales como el Platino (Pt), Iridio (Ir), Rodio (Rh), Oro (Au) y Paladio (Pd) en estado puro o aleaciones, son algunos de los más utilizados debido a su baja reactividad química y alta resistencia a la corrosión. Para su uso como electrodos se consideran el Platino y el Iridio.

- **Platino:** es el material para electrodos más utilizado debido a que es un material estable, inerte y altamente resistente a la corrosión incluso con altas densidades de inyección de carga. Sus usos también incluyen prótesis y aplicaciones de estimulación cardiaca. Debido a que es un material blando y de baja resistencia mecánica, se usa principalmente en aleación con Iridio (entre un 2 y un 30% [28]) para evitar que el implante se doble o rompa. En estado puro puede transferir una densidad de carga

inyectada entre 50 y 150 [$\mu C/cm^2$].

- **Iridio:** El Iridio puro es el material más resistente a la corrosión y además es el más denso. Es un material difícil de maquinar debido a su alta densidad por lo que todo tipo de fabricación debe ser efectuada a temperaturas extremas. Puede ser usado en reemplazo del Platino en aplicaciones que requieran propiedades mecánicas superiores, pero no posee ningún tipo de ventaja sobre el Platino en términos de habilidad de inyección de carga.
- **Platino-Iridio:** o Pt-Ir. El Platino se encuentra en aleación con Iridio para proporcionar mayor rigidez y mejorar sus propiedades mecánicas facilitando su manufactura. La cantidad de Iridio presente en la matriz de Platino no limita la habilidad de inyección de carga de la aleación, manteniéndose en valores cercanos a los correspondientes al Platino puro.

Metales no-nobles

Los materiales para la fabricación de electrodos deben cumplir con requerimientos de alta resistencia mecánica y fatiga, sin embargo, al tratarse de no-metales, estos materiales no poseen buenas propiedades anticorrosivas creando una lámina de óxido en sus superficie debido a su modo de transferencia de carga a base de reducción y oxidación (Farádica). Este tipo de electrodos son capaces de inyectar $\sim 40[\mu C/cm^2]$ y son susceptibles a corrosión incluso ante este valor.

- **Titanio 6AL4V y 6AL4V ELI:** Titanio de grado 5 y grado 23 respectivamente. Estas son aleaciones comúnmente utilizadas en medicina debido a su adaptabilidad con el cuerpo humano. Ellas ofrecen una gran resistencia a la fatiga, resistencia a la corrosión, no son ferromagnéticos, livianos, con flexibilidad y elasticidad comparadas a los huesos del cuerpo humano. Poseen una gran durabilidad a largo plazo superando los 20 años de utilidad como implante.
- **Titanio comercialmente puro:** También conocido como de grado 1 o médico. Corresponde al fabricado con una concentración de Titanio igual o superior al 99.99%. Es un material muy resistente, adaptable, compatible y no produce reacciones alérgicas. Se caracteriza por su ligereza, buena resistencia a la corrosión, bajo módulo de elasticidad y baja expansión térmica.
- **Cobalto-Cromo-Molibdeno:** o Co-Cr-Mo. Las aleaciones de Cobalto y Cromo sobresalen por su alto grado de resistencia al desgaste, tienen mejor resistencia a la corrosión a largo plazo que los aceros inoxidable. Debido a su dureza y elevada resistencia a la tracción y fatiga se usa en dispositivos de sujeción permanentes y en reemplazo de articulaciones. Al añadir Molibdeno a la aleación se produce un tamaño de grano más pequeño lo que se traduce en una mayor resistencia. Sus propiedades de rigidez y resistencia exceden considerablemente a las del hueso humano.
- **Niquel-Titanio:** también conocida como Nitinol, es una aleación caracterizadas por poseer propiedades mecánicas únicas como su superelasticidad y memoria. Es utilizada principalmente como fijación traumatológica de huesos. El Nitinol también posee alta resistencia a la fatiga y una buena ductilidad, su resistencia al desgaste es inferior en comparación a la aleación de Co-Cr-Mo, sin embargo, el Nitinol es una aleación

no magnética por lo cual es posible el uso de resonancias magnéticas en pacientes que posean este tipo de implantes. El uso de Niquel dentro del cuerpo puede producir reacciones alérgicas y en mayores concentraciones puede resultar tóxico para el paciente.

- **Acero Inoxidable 316L:** utilizado por su flexibilidad cuando es fabricado como alambre y por su gran resistencia a la fatiga. Su capacidad de inyección de carga es limitada ya que necesita una superficie activa de mayor área, versus otros electrodos, para mantener la densidad de carga estimulante controlada y no exceder los límites de temperatura. Estos electrodos son capaces de inyectar un límite de carga de $\sim 40[\mu C/cm^2]$.

Recubrimiento

La porción activa del electrodo corresponde a la punta expuesta al tejido que en general no supera $1 [cm^2]$ de superficie. Todos los implantes tipo alambre que sean conductores dentro del cuerpo deben estar aislados por capas de materiales altamente dieléctricos salvo su porción activa. Dentro de los materiales dieléctricos más utilizados se encuentran la Silicona de grado médico, teflón, poliamida y epoxy.

2.3. Geometría de la Lesión

El calor generado en el tejido alrededor de la punta descubierta del electrodo está determinado por 5 factores: distancia a la punta del electrodo, tamaño del electrodo, la intensidad de corriente y el tiempo de aplicación de radiofrecuencia.

1. **Distancia del la punta del electrodo:** El calor generado tiene una relación de $\frac{1}{r^4}$ con respecto a la distancia r desde la superficie del electrodo al punto que se está considerando. Esto implica nuevamente que el calor generado decrece rápidamente al alejarse de la punta del electrodo. Esto provoca que el aspecto físico de la lesión sea un esferoide prolato [4], i.e., de forma elíptica en su sección longitudinal y circular en su sección transversal, tal como lo indica la Figura 2.5.

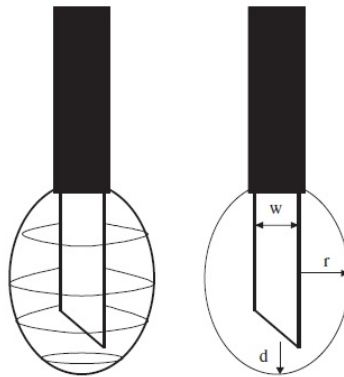


Figura 2.5: Geometría de la lesión en función del diámetro del electrodo [4].

2. **Tamaño del Electrodo:** El diámetro w y el largo de la porción no aislada del electrodo influyen directamente en el tamaño de la lesión. Existe una regla denominada *Regla del Pulgar* (Rule of Thumb en inglés) la cual indica que todo tejido a una distancia de 2 veces el ancho del electrodo ($2w$) o menos, resultará lesionado [32].
3. **Intensidad de Corriente:** Como se aprecia en la Ecuación 2.16, el calor generado de forma externa depende de E^2 . El efecto de este calor generado es mayor en los tejidos más cercanos a la sección descubierta del electrodo. Si la amplitud de la corriente aplicada aumenta, la temperatura alcanzada en el tejido será mayor y en consecuencia la isoterma de 42°C que limita el volumen de la lesión, quedará a mayor distancia de la punta del electrodo.
4. **Tiempo de Aplicación:** La autora S.M Lord [21] indica que el efecto del tiempo en la lesión es de carácter logarítmico, donde la expansión más significativa de la lesión ocurre entre 0 y 60 segundos para una determinada temperatura objetivo. La lesión continuará creciendo pero de forma menos significativa de los 60 a los 90 segundos de aplicación.

2.4. Precauciones y Contraindicaciones del Tratamiento

Los posibles efectos adversos y contraindicaciones de los tratamientos con RF y RFP han sido el foco de estudio por más de 20 años. Basado en estudios realizados en cientos de humanos y animales, el Instituto Nacional Estadounidense de Estándares (ANSI), el Instituto de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (IEEE) y la Organización Mundial de la Salud (OMS) han determinado que no existen efectos adversos, no térmicamente relacionados, ante la exposición a radiofrecuencia. Sin embargo, existen algunas circunstancias en las cuales la RF y RFP no deben ser usadas. Las precauciones y contraindicaciones son indicadas en la Tabla 2.4 [17].

Tabla 2.4: Precauciones y Contraindicaciones para la aplicación de RF y RFP.

Precauciones y Contraindicaciones

No deben ser usadas en pacientes que tienen un implante metálico que contenga plomo.

Están contraindicadas en pacientes con marcapasos implantados.

Están contraindicadas en pacientes con implantes metálicos en el área de aplicación.

Están contraindicadas en pacientes embarazadas.

No deben ser usadas en articulaciones de pacientes con desarrollo óseo inmaduro.

Capítulo 3

Modelos de Radiofrecuencia y Radiofrecuencia Pulsada

El comportamiento térmico de la radiofrecuencia ha sido estudiado por diversos autores a lo largo del siglo XX dentro de los cuales destaca Supan Tungjitkusolmun et al. (2002) realizando el primer modelo computacional que permitía mostrar la distribución de temperatura obtenida al aplicar radiofrecuencia sobre tejido hepático con la finalidad de destruir tejido canceroso y de forma secundaria, determinar la influencia de la proximidad de alguna vena al tejido objetivo sobre el tratamiento.

Por otro lado, el comportamiento térmico de la radiofrecuencia pulsada no fue descrita sino hasta el año 2005 por Eric Cosman et al. (2005) que obtuvo la distribución de temperatura con radiofrecuencia en comparación con la radiofrecuencia pulsada, estos resultados contrastados con pruebas experimentales sobre tejido ex vivo.

Ambos modelos han servido como guía para el presente estudio ya que permitirán calibrar el modelo de transferencia de calor de un electrodo convencional para luego utilizarlo con un electrodo implantable.

3.1. Modelos de Cosman

Estudios realizados por Cosman et al. (2005) en el Massachusetts Institute of Technology (MIT) determinaron el comportamiento y dependencia temporal de los campos eléctricos y térmicos en los tejidos alrededor de electrodos de RF utilizados en el tratamiento de dolor crónico. Mediante el método de Elementos Finitos lograron modelar el comportamiento de un electrodo en tejido biológico ex vivo al aplicar RF y RFP. Sus modelos han sido respaldados por datos experimentales llevados a cabo con un electrodo (SMK-C10-5 cánula of COTOP Intenational) fabricado con una micro termocupla súper rápida para medir la temperatura. El electrodo posee un extremo expuesto de 5 [mm] con terminación en punta (ver Cosman et al. (2005) [7, pp. 407, fig. 1]).

Las propiedades utilizadas para realizar el modelo de radiofrecuencia de Cosman se exponen en la Tabla A.1 del Apéndice A.

Metodología

Las mediciones experimentales fueron realizadas en un hígado de res fresco. Este órgano posee una conductividad eléctrica σ y una permitividad ε conocidas y de similar valor al del tejido cercano y en el interior del nervio espinal.

La radiofrecuencia proviene de un generador de radiofrecuencia *RFG-3C Plus RF Lesion Generator* de Radionics, Inc. Un osciloscopio Tektronic recibe valores del voltaje, corriente RF e impedancia. La temperatura es medida por la termocupla súper rápida ubicada en la punta del electrodo.

Para el desarrollo del modelo de elementos finitos se ha utilizado la ecuación de Bioheat 2.16. Las propiedades de los materiales utilizados se exponen en la Tabla A.1 del Apéndice A.

Para la RF se ha aplicado un V_{rms} de 13 [V] y para la RFP, sus parámetros de aplicación han sido un V_{peak} de 70 [V], una duración de pulso D de 20 [ms] y una frecuencia de repetición de pulso de 1 [Hz]. Todos los modelos y pruebas experimentales han sido realizadas con una temperatura ambiente de $37^{\circ}C$.

Resultados Campo Eléctrico

Los resultados para el campo eléctrico obtenido por Cosman [7, pp. 410, fig. 5] muestran que la dirección del vector E del campo eléctrico calculado posee un comportamiento perpendicular con respecto a la punta descubierta del electrodo, sin embargo, en el entorno más próximo a la porción aislada del electrodo, la dirección del campo eléctrico se vuelve paralela a la superficie del aislante.

Se observa, adicionalmente, que el campo eléctrico es más intenso en esquinas y puntas del electrodo debido a que los iones que se encuentran en movimiento por la radiofrecuencia tienden a ubicarse en las zonas donde se encuentren más separados debido a su repulsión. Estas zonas corresponden a puntas y esquinas.

Resultados Campo de Temperatura

Con respecto a la distribución de temperatura obtenida por Cosman [7, pp. 411, fig. 6] utilizando la ecuación de Bioheat, se han comparado las distribuciones obtenidas al aplicar RF y RFP para diferentes tiempos de aplicación (10, 30 y 60 [s]).

Dentro de sus resultados se puede diferenciar la isoterma 50° , definida por el autor como

el límite de la lesión y por lo tanto todo el volumen contenido hacia dentro de esta isoterma se encuentra lesionado. Esta isoterma se encuentra a aproximadamente 1 [mm] de la punta del electrodo y a la misma distancia hacia atrás del borde del aislante. En cuanto a distancia vertical, la isoterma se extiende por 2 [mm] desde el eje horizontal del electrodo. En consecuencia, la isoterma tiene 4 [mm] de ancho y 7 [mm] de largo. Si se define la isoterma 45°C como el borde de la lesión, el tamaño de la isoterma debería aumentar en 1 [mm] en ambas dimensiones.

El equilibrio es alcanzado entre los 60 y 120 [s] de aplicación, a partir de este tiempo el tamaño de la lesión no crece significativamente.

Con respecto a la distribución de temperatura obtenida con parámetros estándar de RFP ($V_{peak} = 45$ [V], $D = 20$ [ms] y $N = 2$ [Hz]), en este caso, la temperatura máxima alcanzada es de 44°C versus los 52°C alcanzados con los parámetros anteriores [7, pp. 414, fig. 10].

3.2. Modelo de Supan

La radiofrecuencia ofrece un método alternativo para la ablación de tumores hepáticos. Supan et al. (2002) empleó el método de elementos finitos para determinar la distribución de temperatura durante la ablación de un tumor en el hígado mediante la aplicación de FR.

La Figura 3.1 muestra el volumen de control utilizado por Supan, el cual corresponde a una porción cilíndrica de tejido hepático que contiene un electrodo con 4 terminales descubiertas en contacto directo con el tejido y una vena de 10 [mm] de diámetro para simular la perfusión sanguínea.

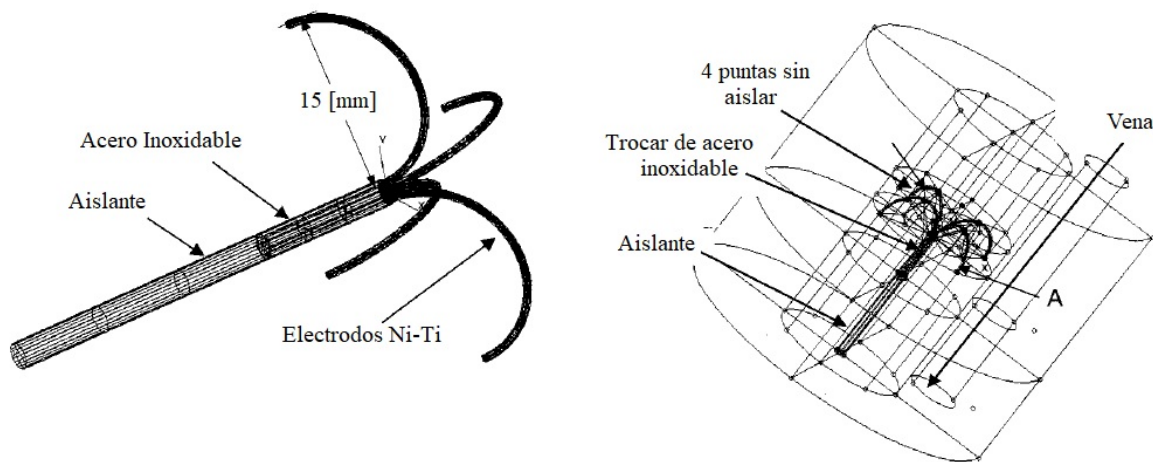


Figura 3.1: Izquierda: Electrodo de 4 puntas utilizado en el modelo de Supan. Derecha: Volumen de control que contiene el electrodo de 4 puntas, una vena y tejido hepático [29].

Metodología

La ecuación de Bioheat 2.16 nuevamente es utilizada en este modelo, donde el calor metabólico se considera despreciable por lo cual es eliminado dentro de la ecuación. El modelo considera la aplicación de Radiofrecuencia en forma continua durante 10 minutos, con un voltaje de 30 [V], una potencia promedio de 16 [W] y una temperatura inicial, tanto del tejido como ambiente, de 37°C en donde la temperatura máxima alcanzada por el tejido circundante a la punta del electrodo no debe sobrepasar los 90°C .

El autor ha definido una distancia de 26 [mm] entre la vena y el cuerpo del electrodo debido a que esta es una distancia segura para no alterar el funcionamiento de la vena y tampoco se pone en riesgo la efectividad del procedimiento.

Para realizar el modelo se utilizó el programa Patran versión 7.0. Las propiedades de los materiales utilizados corresponden a los expuestos en la Tabla A.2 del Apéndice A.

Resultados

La Figura 3.2 muestra la distribución de temperatura luego de una aplicación de radiofrecuencia por 10 minutos, donde se aprecia que el tejido circundante a los extremos descubiertos del electrodo ha alcanzado una temperatura homogénea de 90°C . Se puede observar también que el comportamiento de la temperatura es simétrico hacia ambos lados de cada porción descubierta.

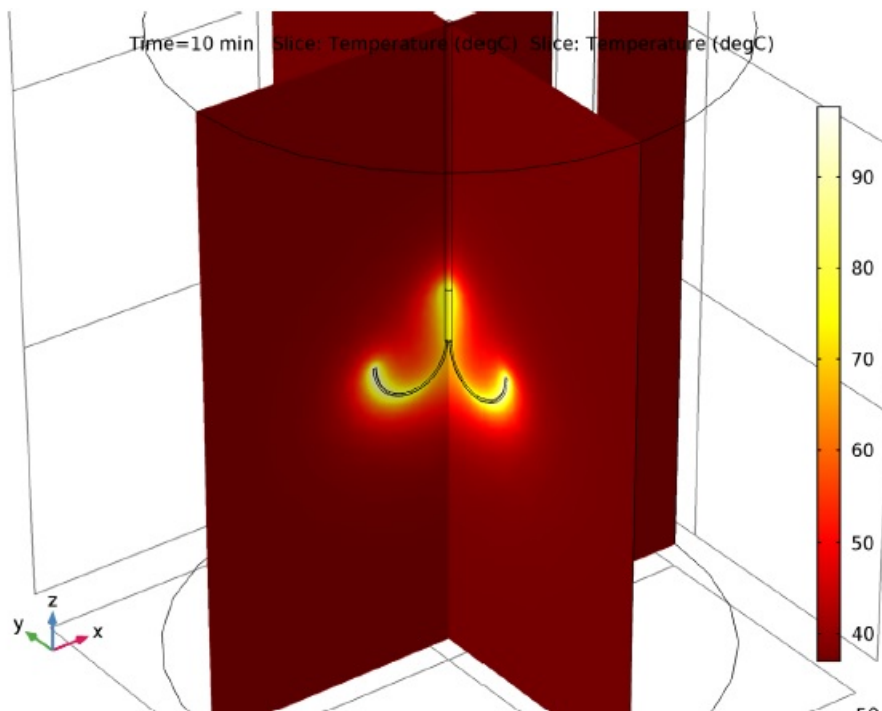


Figura 3.2: Ilustración realizada por Comsol del modelo de Supan [6].

Capítulo 4

Modelo Electrodo Convencional de Radiofrecuencia Pulsada

El modelo de Electrodo Convencional busca simular el comportamiento de un electrodo no implantable utilizado bajo condiciones de radiofrecuencia pulsada para tratamientos de dolor crónico. Usando este modelo, contrastado con datos experimentales realizados en investigaciones previas, se calibrarán los parámetros del modelo de transferencia térmica para ser utilizado con un electrodo implantable.

La realización de este modelo consta de la implementación del método elementos finitos para determinar el comportamiento térmico y eléctrico del electrodo para distintos tejidos biológicos y materiales de electrodos.

Específicamente, en este capítulo se presentará lo siguiente:

1. **Influencia de los parámetros de RFP:** Se variarán los parámetros de estimulación tales como el voltaje, el ancho del pulso, entre otros, para determinar el efecto que tienen sobre la temperatura alcanzada por el tejido.
2. **Influencia del tejido biológico:** Se evaluarán como tejido biológico el hígado, con la finalidad de reproducir los resultados obtenidos por Cosman et al. (2005), el músculo de cerdo, ya que las pruebas experimentales realizadas por el modelo de electrodo implantable han sido efectuadas en dicho tejido, y finalmente, en médula espinal debido a que este es el lugar de aplicación de RFP para tratamientos de dolor crónico. Todos los tejidos serán evaluados bajo parámetros estándar de RFP.
3. **Influencia del material del electrodo:** Se determinará como influye en el comportamiento de la temperatura el material del electrodo utilizado. Como materiales serán evaluados el acero inoxidable y una aleación de Niquel con Titanio (NiTi).

A continuación, se describe la metodología utilizada, resultados y análisis posteriores.

4.1. Metodología

El modelo busca resolver 3 ecuaciones principales; el campo eléctrico generado al aplicar radiofrecuencia pulsada, el calor generado producto de esa corriente y finalmente, la ecuación de transferencia de calor presente en el tejido biológico.

El campo eléctrico depende del gradiente de potencial $\nabla\Phi$ definido por la Ecuación 4.1:

$$0 = \nabla \cdot [(\sigma + i\omega\epsilon\epsilon_0)\nabla\Phi] \quad (4.1)$$

A su vez, bajo argumentos de Electro Cuasi Estática (ver Sección) se puede definir la relación entre campo eléctrico y gradiente de potencial con la Ecuación 4.2:

$$\vec{E} = -\nabla\Phi \quad (4.2)$$

Con estas ecuaciones se puede determinar el término correspondiente al Calor por Fuente Externa de la Ecuación de Bioheat de acuerdo a lo expuesto por la Ecuación 4.3:

$$Q_{ext} = \frac{\sigma E^2}{2} \quad (4.3)$$

Usando la Ecuación 4.3 se obtiene finalmente la ecuación de transferencia de calor que gobierna el sistema:

$$\rho C_p \frac{\delta T}{\delta t} + \nabla \cdot (-\vec{k}\nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + \frac{\sigma E^2}{2} \quad (4.4)$$

En la ecuación anterior se ha eliminado el término Calor Metabólico ya que es considerado despreciable [29]. El primer término a la izquierda corresponde a tasa de cambio de la energía térmica, el segundo término es la pérdida de calor por conducción por unidad de volumen y el primer término a la derecha es la pérdida de calor por convección de la sangre.

Las Ecuaciones 4.1 y 4.4 pueden ser resueltas mediante el método de elementos de elementos finitos implementado en el programa computacional COMSOL Multiphysics 5.3. Los parámetros físicos y geométricos utilizados son expuestos en las secciones siguientes.

4.1.1. Volumen de Control y Materiales

El volumen de control expuesto en la Figura 4.1 se describe en detalle a continuación:

- **Tejido Biológico:** consta de una porción cilíndrica de 0.1 [m] de diámetro y 0.15 [m] de largo el cual contiene un electrodo en su centro. El cilindro se ha definido de forma similar al expuesto por Supan [29], su tamaño asegura que los bordes de la geometría no alteren la atenuación del potencial eléctrico y en consecuencia, no alteren el comportamiento del electrodo. Como tejido nervioso se utilizarán por separado las propiedades correspondientes al hígado, músculo y médula espinal.

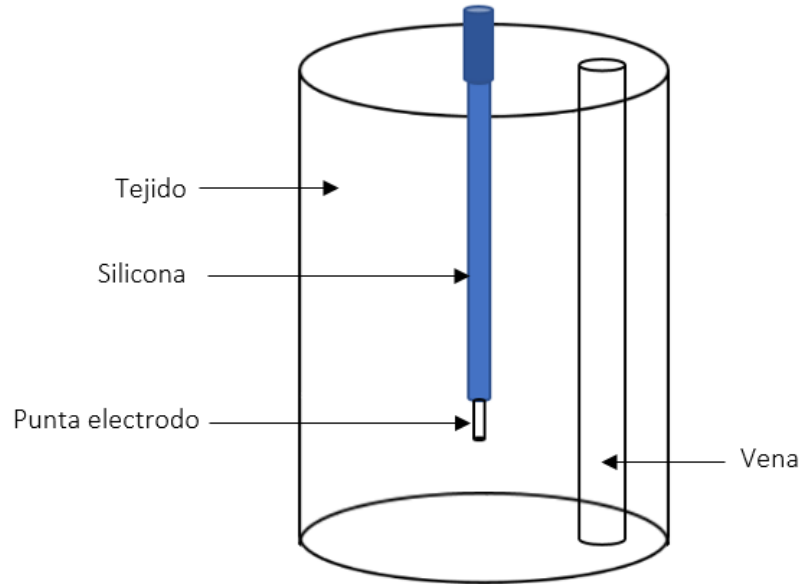


Figura 4.1: Volumen de control utilizado en el modelo de electrodo convencional de radiofrecuencia pulsada.

- **Electrodo:** Corresponde a un material conductor de 0.1 [m] de largo y 0.5 [mm] de diámetro, con una porción aislada y una punta no aislada en su parte inferior de 5 [mm] de longitud. Como electrodo se utilizará acero inoxidable y Ni-Ti cuyas propiedades son obtenidas del modelo de Supan [29] y Cosman [7] respectivamente.
- **Aislante:** Utilizado para recubrir el electrodo y evitar que el calor y los campos eléctrico se propaguen por el tejido dañando otros entes. Se utiliza la silicona de grado médico como aislante cuyo espesor es de 1 [mm].
- **Vena:** A una distancia de 26 [mm] [29] del centro del cilindro se encuentra una vena de 10 [mm] de diámetro que atraviesa verticalmente el tejido. La distancia al centro del electrodo ha sido definida de tal forma que exista una simetría en el comportamiento térmico en el entorno inmediato al electrodo y a los estudios realizados por Supan [29].

Las propiedades de los materiales indicados se muestran en las Tablas B.1, B.2 y B.3 del Apéndice B.

4.1.2. Función de Entrada

Para determinar la función de entrada se deben definir los parámetros de aplicación de radiofrecuencia pulsada como el voltaje, frecuencia, el ancho del pulso y frecuencia de pulso o de repetición. Los parámetros utilizados en el modelo de electrodo convencional se muestran en la Tabla 4.1.

Para obtener un buen muestreo de la función se define la frecuencia de muestreo f_s como 2 veces la frecuencia f de la función, lo cual equivale al límite impuesto por el *Teorema de Muestreo de Nyquist-Shannon*, en consecuencia, el intervalo de tiempo Δt entre puntos será

Tabla 4.1: Parámetros utilizados para modelo de electrodo convencional.

Parámetros Estándar de RFP		
Parámetro	Valor	Unidades
Frecuencia f	500	kHz
Voltaje V_S	45	V
Ancho del pulso w_S	0.02	s
Frecuencia de pulso N_S	2	Hz
Parámetros A		
Frecuencia f	500	kHz
Voltaje V_A	45	V
Ancho del pulso w_A	0.05	s
Frecuencia de pulso N_A	2	Hz
Parámetros B		
Frecuencia f	500	kHz
Voltaje V_B	70	V
Ancho del pulso w_B	0.02	s
Frecuencia de pulso N_B	2	Hz
Parámetros C		
Frecuencia f	500	kHz
Voltaje V_C	70	V
Ancho del pulso w_C	0.02	s
Frecuencia de pulso N_C	1	Hz

$1/fs$.

Para obtener la función de radiofrecuencia considera un voltaje variable de forma sinusoidal. Para estos propósitos se utilizará la función seno como lo indica la Ecuación 4.5.

$$V(t) = V \cdot \sin(2\pi ft) \quad (4.5)$$

La Figura 4.2 muestra la función $V(t)$ en la parte superior, esta ha sido graficada con una frecuencia de 50 [Hz], por motivos ilustrativos, y una amplitud de 45 [V]. La imagen central corresponde a la función ventana entre 0 y 1 la cual permite definir el intervalo de tiempo en que el pulso se encuentra activo. Al multiplicar la función voltaje con la función ventana se obtiene la imagen inferior de la Figura 4.2 la cual corresponde a la función de entrada del modelo.

La función de entrada ha sido obtenida mediante MATLAB. Los datos de cada función de entrada según los parámetros indicados en la Tabla 4.1 han sido calculados en MATLAB e importados a COMSOL.

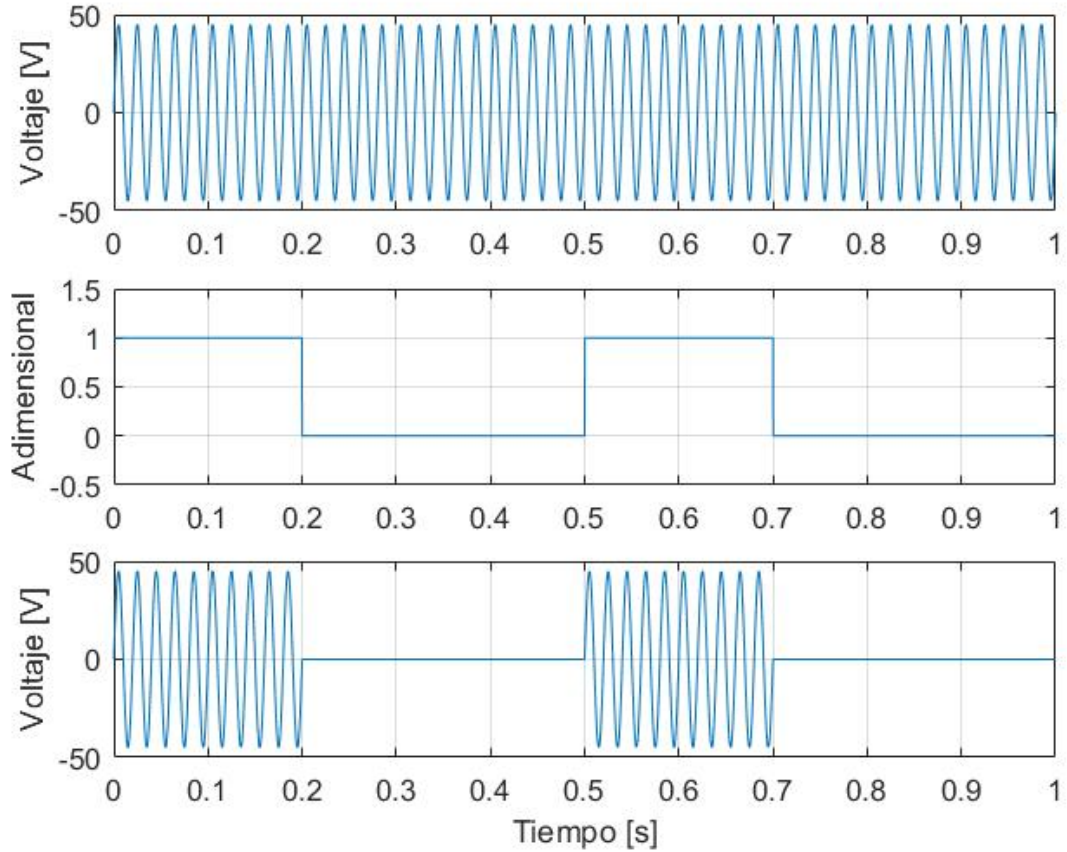


Figura 4.2: La función voltaje (imagen superior) es multiplicada por una función ventana entre 0 y 1 (imagen central) para definir el ancho del pulso según el valor de w . El resultado es la función de entrada al modelo que se ve en la imagen inferior. La función ha sido graficada con $V = 45[V]$, $w = 0,02$, $N = 2[Hz]$ y $f = 50[Hz]$ sólo con motivos ilustrativos.

4.1.3. Condiciones de Borde y Condiciones Iniciales

Las condiciones iniciales del modelo consideran tanto la temperatura del tejido biológico como la temperatura de la sangre de $37^{\circ}C$.

El modelo contempla dos condiciones de borde; la primera define a todos los bordes externos de la geometría como *Tierra* o de potencial 0 para representar el cuerpo conectado a una placa a tierra. Esta definición se sustenta en que la geometría del volumen de control mantiene los bordes lo suficientemente lejos para no alterar el comportamiento eléctrico del electrodo. La segunda condición es la función de entrada, la cual es aplicada en el cuerpo del electrodo.

4.1.4. Puntos de Control

Dentro del modelo se han definido 3 puntos de control de temperatura, estos se describen a continuación:

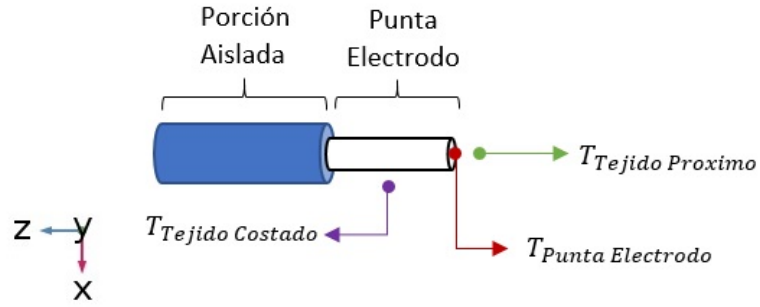


Figura 4.3: Punta expuesta del electrodo donde se ubican los puntos de control de temperatura.

1. **Temperatura Punta Electrodo** ($T_{Punta\ Electrodo}$): El primer punto de control se encuentra en el origen del sistema de coordenadas que coincide con la punta del electrodo y en el centro del mismo, tal como lo muestra la Figura 4.3.
2. **Temperatura Tejido Próximo** ($T_{Tejido\ Proximo}$): Ubicado a 0.001 [m] de la punta del electrodo en el eje z hacia el tejido.
3. **Temperatura Tejido Costado** ($T_{Tejido\ Costado}$): Ubicado en las coordenadas $x=0.001$ [m], $y=0$ [m] y $z=0.002$ [m]. Mide la temperatura a un costado de la punta descubierta del electrodo. Ver Figura 4.3.

4.1.5. Controlador de Temperatura

Los generadores de radiofrecuencia utilizados en los procedimientos de radiofrecuencia pulsada poseen un controlador de temperatura en el extremo descubierto del electrodo el cual inactiva la corriente transmitida cuando la temperatura máxima definida es alcanzada en la punta del electrodo. Para simular el comportamiento de esta fuente se debe implementar en el modelo este controlador de temperatura.

En el modelo, el control de temperatura se ubicará en la superficie del extremo descubierto del electrodo, además se define como la temperatura máxima de la punta del electrodo los 42°C y de la misma forma que el controlador de un generador, se inactiva la corriente aplicada una vez alcanzada la temperatura máxima impuesta.

4.1.6. Volumen de la Lesión

De acuerdo a lo expuesto en la Sección 2.3, la geometría de la lesión corresponde a un esferoide prolato. En 2D, la geometría se aproxima a un elipse por lo que se podría suponer que su que el área de la sección longitudinal (paralelo al eje z) delimitada por la isoterma 42° es de similar valor al de una elipse cuyos simiejes a y b poseen la siguiente relación:

$$a = 2d + L \quad (4.6)$$

$$b = 2r + w \quad (4.7)$$

Donde r es la distancia entre la superficie del electrodo hasta la isoterma $42^{\circ}C$ en el eje X, d es la distancia desde la superficie del electrodo hasta la isoterma $42^{\circ}C$ en el eje Z, w es el diámetro del electrodo y L es el largo de la porción sin aislar del electrodo. La Figura 4.4 ofrece una explicación gráfica de estas relaciones.

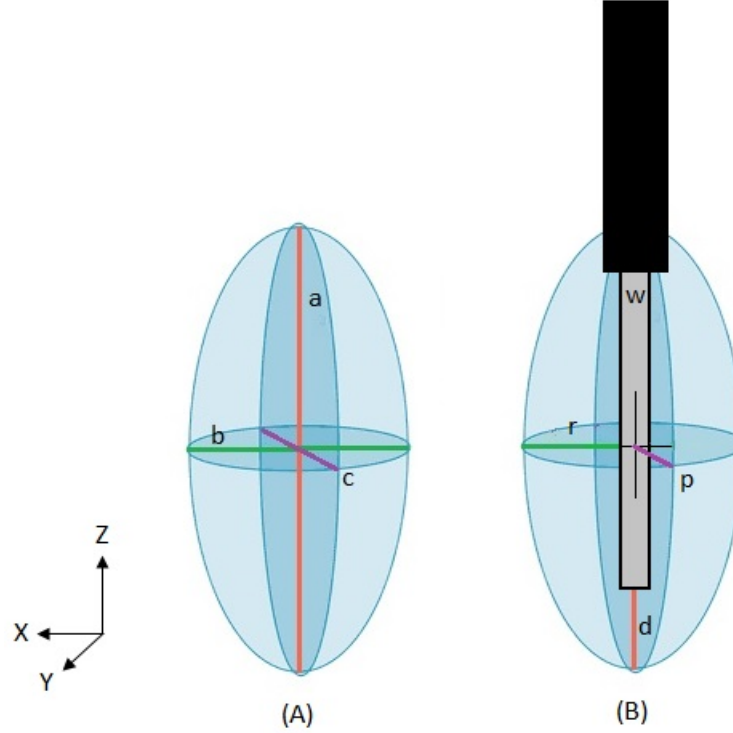


Figura 4.4: El volumen de la lesión puede ser aproximado al volumen de un elipsoide cuyos semiejes son a , b y c (A). Se puede crear relaciones entre los semiejes del elipsoide y las dimensiones r , p y d de la lesión junto al diámetro del electrodo w (B). La zona encerrada por las líneas azules delimita la lesión y corresponde a la isoterma $42^{\circ}C$.

El volumen de la lesión puede ser determinado aproximando su geometría a la de una elipsoide. Para esto se define un semieje adicional c determinado por la relación de la Ecuación 4.8.

$$c = 2p + w \quad (4.8)$$

Donde p es la distancia desde la superficie del electrodo hasta la isoterma $42^{\circ}C$ en el eje Y. Con estas definiciones se puede determinar el volumen de la lesión usando la Ecuación 4.9.

$$V = \frac{4}{3}\pi abc = \frac{4}{3}\pi(2d + L)(2r + w)(2p + w) \quad (4.9)$$

4.2. Resultados y Análisis

4.2.1. Simetría del Problema

Debido a la geometría del electrodo el problema puede ser tratado con simetría en el eje Z. Con respecto al eje X e Y también se podría suponer que se trata de un problema simétrico, sin embargo, existe la presencia de una vena. Para demostrar que la vena se encuentra a una distancia tal que permite que la distribución de temperatura se simétrica en ambos ejes, se han graficado contornos de temperatura para una aplicación de RFP con parámetros estándar. La Figura 4.5 muestra dichos contornos de temperatura con lo cual se corrobora la simetría en ambos ejes X e Y.

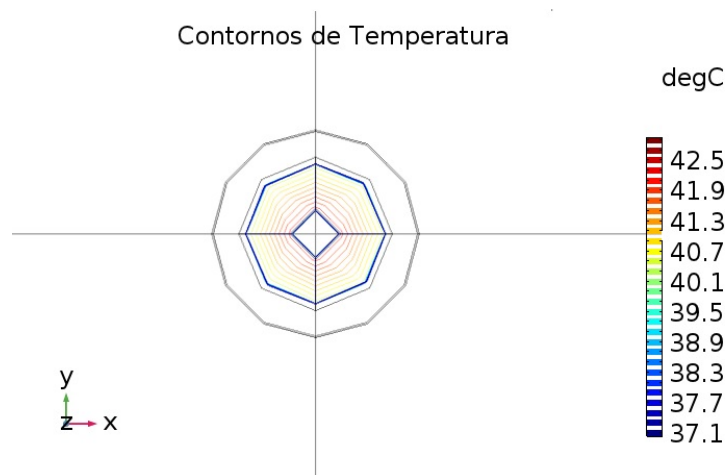


Figura 4.5: Contornos de temperatura con parámetros estándar de RFP $f = 500[kHz]$, $V_S = 45[V]$, $w_S = 0,02[s]$ y $N_S = 2[pps]$.

4.2.2. Convergencia de la Temperatura

La Figura 4.6 muestra la evolución de la temperatura en función del tiempo para los 3 puntos de control bajo condiciones de RFP con parámetros estándar. Se puede apreciar que para cada uno de los puntos de control la temperatura converge en un tiempo menor a los 10 [s].

La diferencia porcentual del promedio de datos obtenidos para los puntos de control de temperatura $T_{PuntaElectrodo}$, $T_{TejidoProximo}$, $T_{TejidoCostado}$ con respecto a la temperatura impuesta de $42^{\circ}C$ en el controlador es de 0.1 %, 0.62 % y 1.88 %, respectivamente. El punto de control $T_{PuntaElectrodo}$ se encuentra en la punta del electrodo por lo que se espera que la diferencia porcentual en este punto sea menor que en los otros dos puntos de control.

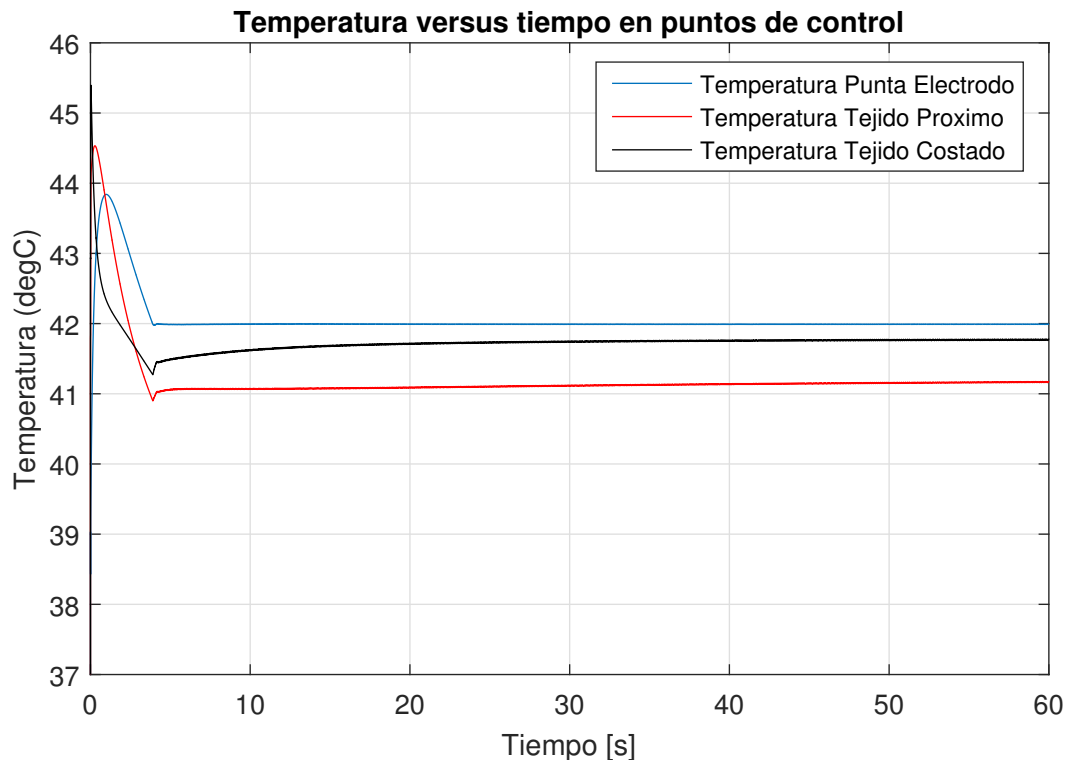


Figura 4.6: Gráfico de temperatura versus tiempo en los puntos de control de temperatura $T_{PuntaElectrodo}$, $T_{TejidoProximo}$ y $T_{TejidoCostado}$.

4.2.3. Resultados Campo Eléctrico

El comportamiento del campo eléctrico se muestra en la Figura 4.7. El voltaje, al poseer un comportamiento oscilatorio influye en el sentido instantáneo del campo eléctrico por lo tanto lo expuesto en la figura representa un instante en el tiempo.

Se puede apreciar cómo la dirección del campo tiende a ser perpendicular a la superficie del electrodo y cómo esta se vuelve perpendicular en el tejido al estar en contacto con el aislante.

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Cosman et al.(2005) [7, pp. 410, fig. 5].

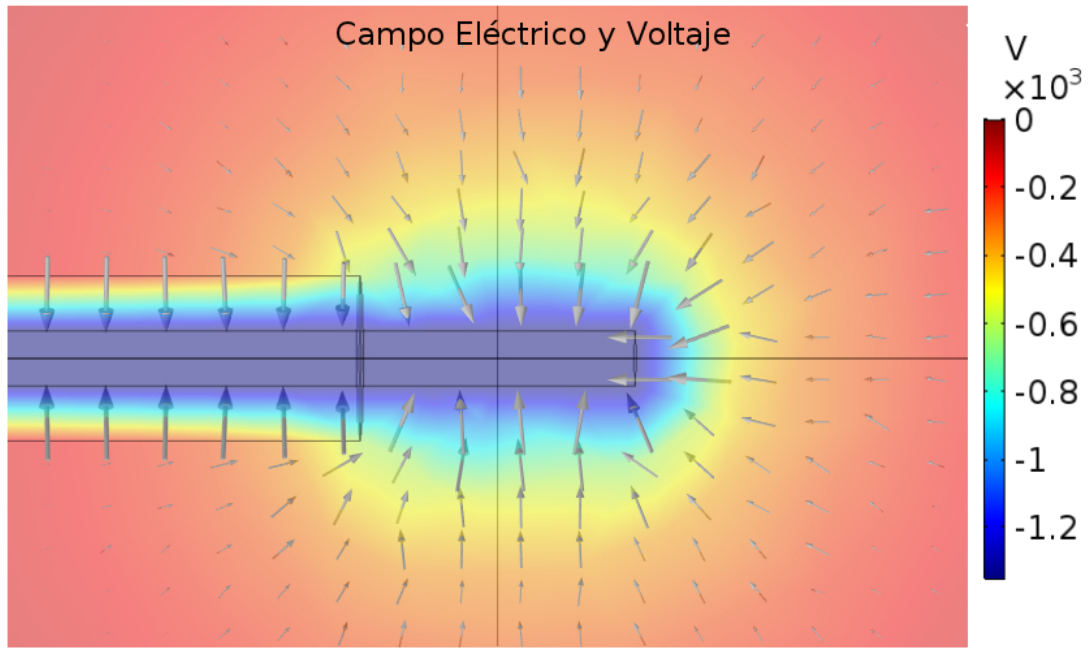


Figura 4.7: Distribución de campo eléctrico y Voltaje obtenido de forma instantánea. La dirección del campo tiende a ser perpendicular a la superficie del electrodo y en el entorno al aislante es paralelo al mismo.

4.2.4. Influencia de los Parámetros de RFP

Para determinar la influencia de los parámetros de RFP se ha desarrollado un modelo que permita cambiar las diferentes variables de RFP. Cada resultado expuesto a continuación mostrará lo obtenido para cada conjunto de parámetros bajo las mismas condiciones de tejido biológico, material de electrodo y recubrimiento, según lo expuesto en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2: Condiciones de aplicación del modelo.

Parámetros de RFP	Estándar A B C
Tejido Biológico	Hígado
Electrodo	Acero Inoxidable
Recubrimiento	Silicona de grado médico

Resultados Tamaño de la Lesión

El tamaño de la lesión es determinado por el volumen obtenido para cada conjunto de parámetros de RFP. Los resultados se muestran en la Tabla 4.3, además en la Figura 4.8 se realiza una comparación porcentual de los valores obtenidos para los 4 conjuntos de parámetros evaluados.

Tabla 4.3: Tamaño de la lesión generada por RFP usando diferentes parámetros.

Parámetros RFP	V ($\times 10^{-7}$) [m^3]
Estándar	1.26
A	1.89
B	1.88
C	0.77

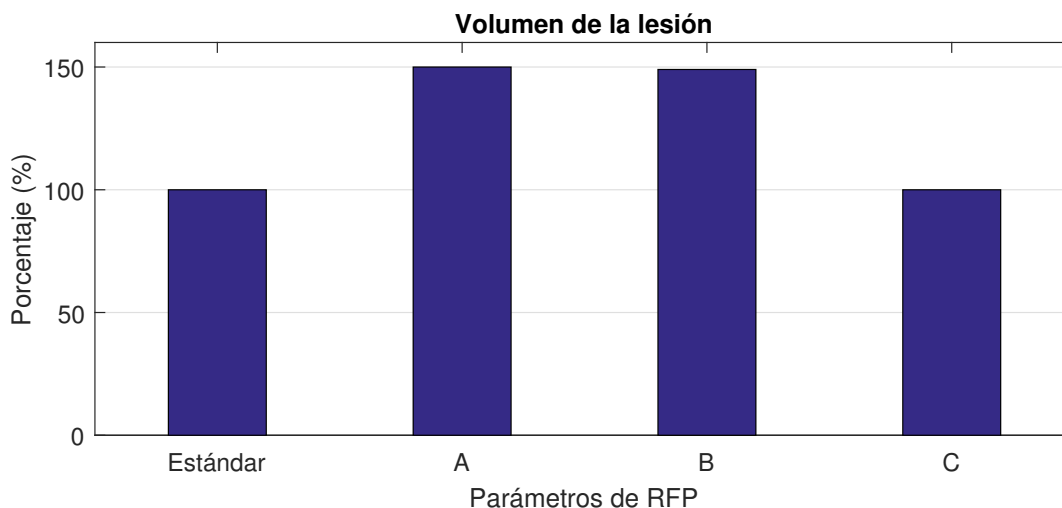


Figura 4.8: Tamaño de la lesión resultante para cada conjunto de parámetros. La comparación porcentual ha sido realizada con respecto al lo obtenido con parámetros estándar de RFP $1.26 \times 10^{-7} [m^3]$.

Estos resultados permitirán realizar comparaciones entre lo obtenidos para cada conjunto de parámetros y determinar la relación existente entre voltaje, ancho de pulso y frecuencia de pulsos en el tamaño final de la lesión.

Resultados Parámetros RFP Estándar

La Figura 4.9 muestra la distribución de temperatura obtenida para los tiempos 15, 30 y 60 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. Se puede apreciar que la temperatura máxima alcanzada luego de 60 [s] de aplicación es de 43°C . Se observa además, cómo la temperatura va disminuyendo radialmente al alejarse del electrodo y que la zona lesionada aumenta su volumen en función del tiempo.

Se puede observar que el resultado en la distribución de temperatura y forma de la lesión se asemeja bastante a lo obtenido por Cosman [7] en su modelo de RF y RFP.

En cuanto al tamaño de la lesión, se ha obtenido un volumen de $1.26 \times 10^{-5} [m^3]$. Este valor será utilizado para comparar la geometría obtenida con los parámetros A, B y C.

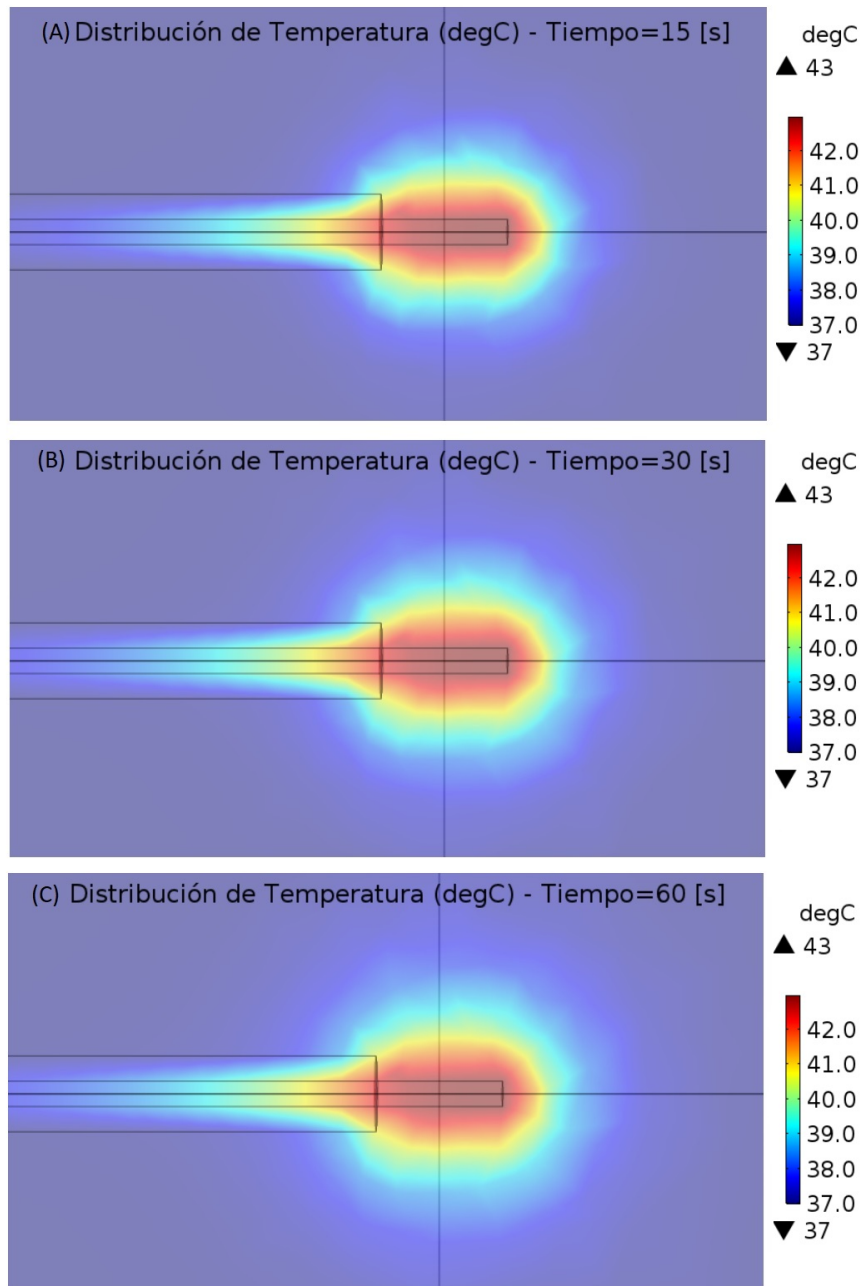


Figura 4.9: Distribución de temperatura para $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros estándar ($V_S = 45[V]$, $w_S = 0.02[s]$ y $N_S = 2[pps]$.)

Resultados Parámetros A RFP

La Figura 4.10 muestra la distribución de temperatura para los tiempos 15, 30 y 60 [s] con los parámetros A los cuales son $V_A = 45[V]$, $w_A = 0.05[s]$, $N_A = 2[pps]$ (ver Tabla 5.1). Se puede apreciar que existe una diferencia en la temperatura máxima alcanzada llegando a los $43.9^{\circ}C$ a los 60 [s] de aplicación. Esto permite inferir que el ancho del pulso influye directamente en la temperatura máxima alcanzada.

En esta oportunidad la geometría de la lesión está definida por un volumen de $1.89 \times 10^{-7} [m^3]$, este posee una diferencia porcentual del 50 % por sobre el volumen obtenido con parámetros estándar, por lo que al aumentar ancho del pulso en un 250 %, se aumenta en a un 150 % el volumen de la lesión.

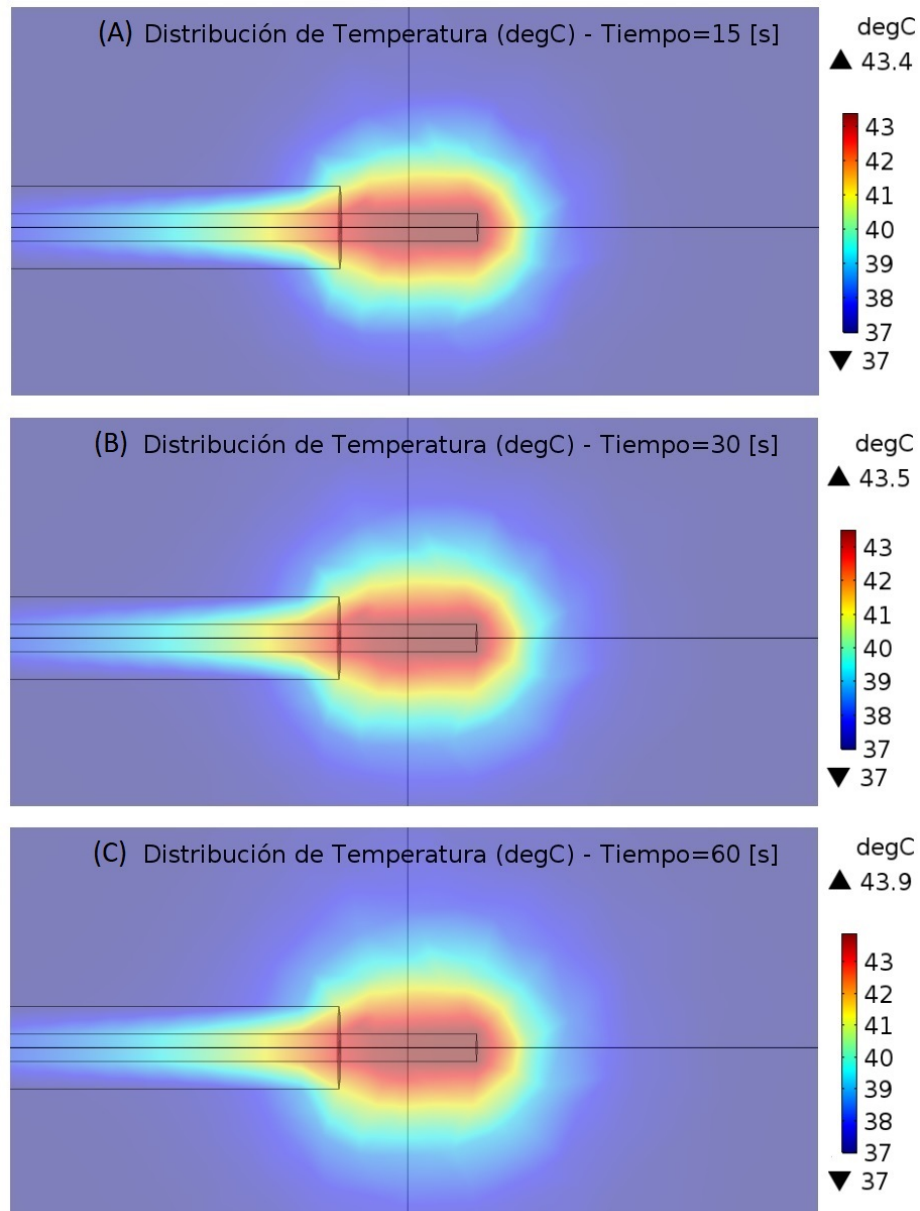


Figura 4.10: Distribución de temperatura para los tiempos $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros A ($V_A = 45[V]$, $w_A = 0.05[s]$ y $N_A = 2[pps]$). El efecto principal al aumentar el ancho del pulso es un aumento de $0.9^{\circ}C$ en la temperatura máxima alcanzada.

Resultados Parámetros B RFP

Los resultados obtenidos al aplicar RFP con parámetros B ($V_B = 70[V]$, $w_B = 0.02[s]$ y $N_B = 2[pps]$) son expuestos en la Figura 4.11. En ella se indica que la temperatura máxima alcanzada luego de 60 [s] de aplicación de RFP es $43.5^{\circ}C$, $0.5^{\circ}C$ más que lo obtenido con parámetros estándar y $0.4^{\circ}C$ menos que los resultados con parámetros A. Esto quiere decir que al aumentar el voltaje también se tiene como resultado un aumento en la temperatura máxima alcanzada pero de menor magnitud que al aumentar el ancho del pulso.

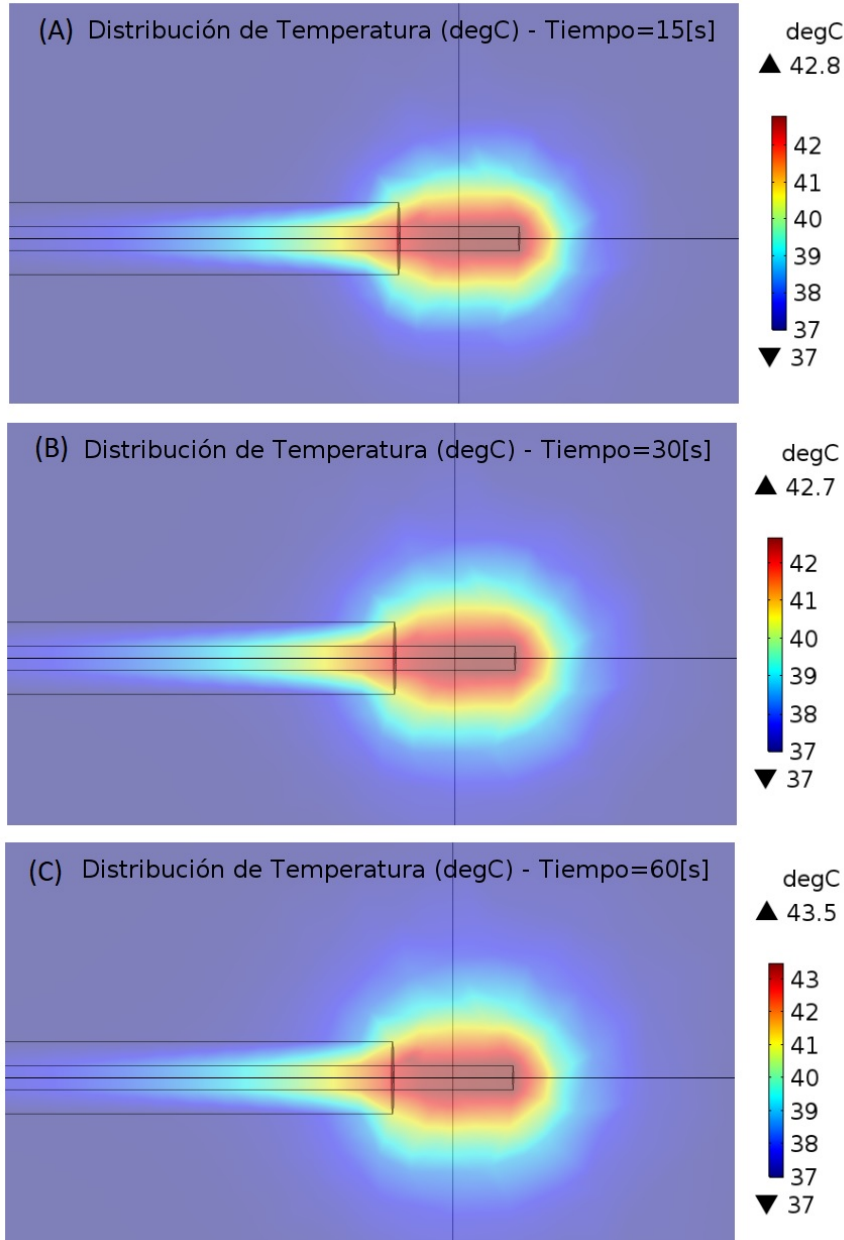


Figura 4.11: Distribución de temperatura para los tiempos $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros B ($V_B = 70[V]$, $w_B = 0.02[s]$ y $N_B = 2[pps]$).

El valor obtenido para el volumen de la lesión es $1.88 \times 10^{-7}[m^3]$. Según lo expuesto en la

Figura 4.8 el volumen se encuentra un 49% por sobre lo obtenido con parámetros estándar de RFP. Esto se traduce en que voltaje aplicado posee una influencia significativa en el volumen de la zona lesionada ya que al aumentar el voltaje en un 55% se aumenta en un 49% el volumen de la lesión.

Resultados Parámetros C RFP

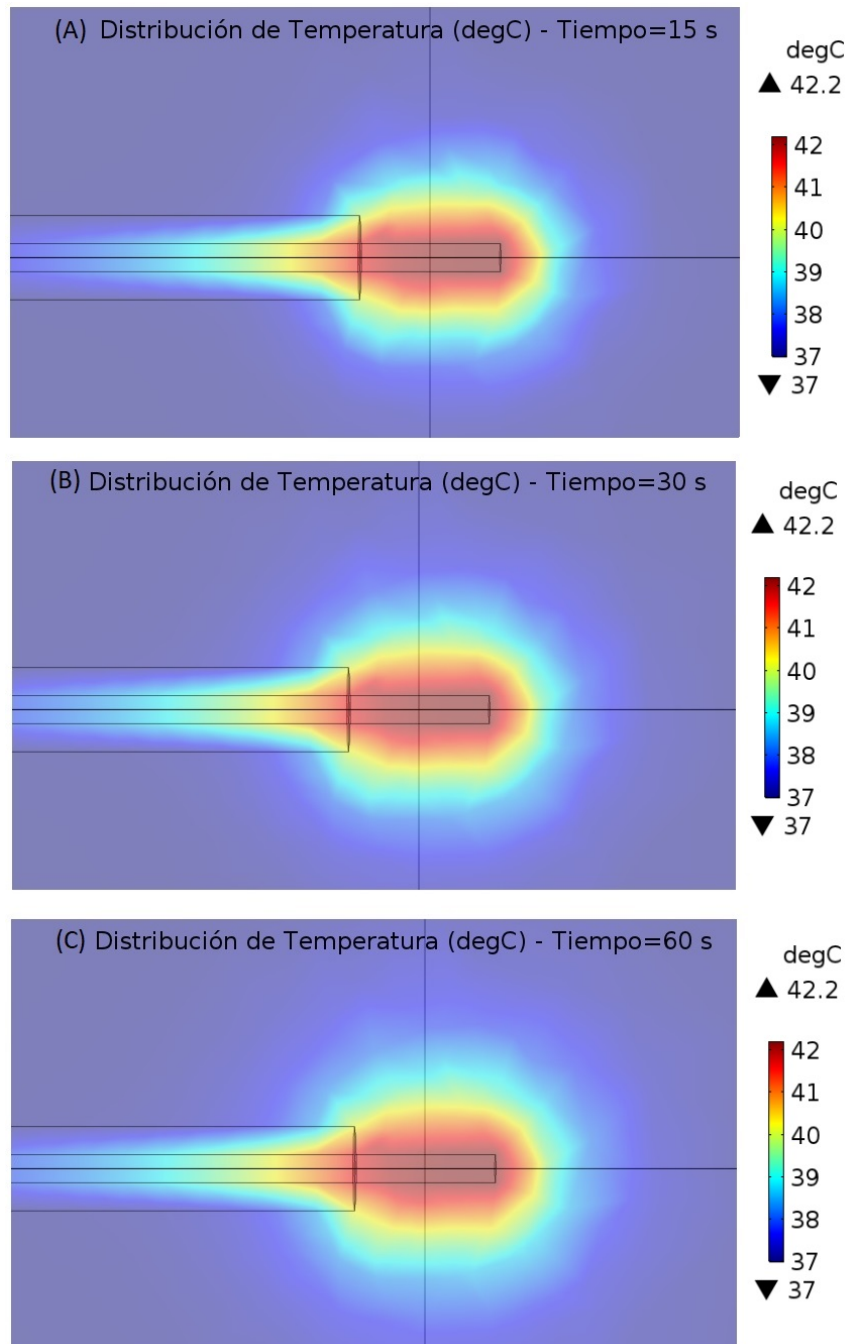


Figura 4.12: Distribución de temperatura para los tiempo $t = 10[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ luego de aplicar RFP con parámetros C ($V_B = 70[V]$, $w_B = 0.02[s]$ y $N_B = 1[pps]$).

La distribución de temperatura obtenida al aplicar los parámetros C de RFP ($V_B = 70[V]$, $w_B = 0.02[s]$ y $N_B = 1[pps]$) para los tiempos $t = 15[s]$, $t = 30[s]$ y $t = 60[s]$ se ilustra en la Figura 4.12. En ella se puede apreciar que la temperatura máxima alcanzada en esta oportunidad es de $42.2^\circ C$ luego de $60 [s]$ de aplicación. Se puede observar también que esta temperatura máxima es invariable para los 3 tiempos ilustrados y que es $0.8^\circ C$ menor que la temperatura máxima obtenida con parámetros estándar.

La Tabla 4.3 muestra que el volumen obtenido al aplicar RFP con parámetros C es $0.77 \times 10^{-7}[m^3]$. La Figura 4.8 muestra que su volumen es equivalente al obtenido con parámetros estándar.

Los resultados obtenidos con la aplicación de parámetros C permiten inferir que al disminuir a la mitad la frecuencia de pulsos se puede disminuir la temperatura máxima alcanzada, sin embargo el volumen es idéntico al obtenido con parámetros estándar.

4.2.5. Influencia del Tejido Biológico

Para determinar la influencia del tejido biológico sobre la distribución de temperatura se han evaluado 3 tejidos diferentes: Hígado, Médula y Músculo. A cada tejido se le ha aplicado una RFP con parámetros estándar por $30 [s]$ y han sido modelados con electrodos de acero inoxidable cuyas propiedades han sido obtenidas del modelo de Cosman et al. (2005). Las condiciones de aplicación son resumidas en la Tabla 4.2.

Tabla 4.4: Condiciones de aplicación para determinar la influencia del tejido biológico.

Tejido Biológico	Hígado Médula Músculo
Parámetros de RFP	Estándar
Electrodo	Acero Inoxidable
Recubrimiento	Silicona de grado médico

Las propiedades de los tejidos utilizados se encuentran en la Tabla B.1 del Apéndice B, de forma adicional, la Figura 4.13 muestra un gráfico de diferencia porcentual entre los tres tejidos para las propiedades de Capacidad Calórica C_p , Conductividad Térmica k y Conductividad Eléctrica σ . Se puede apreciar en ella que las capacidades calóricas de los 3 tejidos son de valor muy similar al igual que la conductividad térmica, no obstante, la conductividad eléctrica presenta una gran diferencia para cada tejido. La conductividad eléctrica de la médula es sólo el 33%, mientras que el músculo posee una conductividad del 291%, ambos con respecto a la conductividad eléctrica del hígado.

Con estas propiedades, se podría esperar que el músculo posea un volumen de lesión mayor al obtenido por los otros tejidos ya que la conductividad eléctrica sobresaliente del músculo se traduce en una mayor generación de calor por parte del tejido.

Por su parte, la médula supera en un 3% y en un 6% el valor de la capacidad calórica del hígado y el músculo, respectivamente, lo que se puede traducir en una mayor tempera-

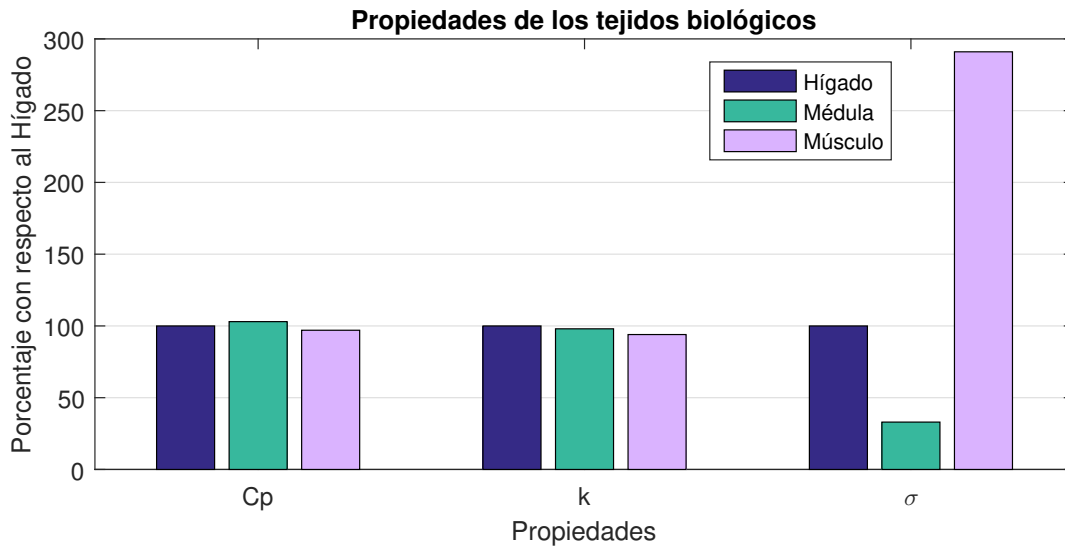


Figura 4.13: Diferencia porcentual de las propiedades Capacidad Calórica C_p , Conductividad Térmica k y Conductividad Eléctrica σ para médula y músculo calculadas con respecto al hígado.

tura y volumen de lesión, sin embargo, la conductividad eléctrica juega un rol importante disminuyendo el volumen de la lesión.

La Figura 4.14 expone el volumen de la lesión alcanzado para cada tejido, el volumen de la médula y músculo han sido graficados con respecto al volumen del hígado. En ella se muestra que la médula representa un volumen de lesión del 124 % y el músculo un 137 %, corroborando que el volumen alcanzado por el músculo es mayor luego de 30 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar.

El gráfico también muestra la sensibilidad del volumen de la lesión ante la capacidad calórica del tejido debido a que aunque existe solo una diferencia del 3 % entre el hígado y la médula, esto se traduce en una diferencia del 24 % en el volumen de la lesión.

La distribución de temperatura obtenida para el hígado y el músculo se muestran en la Figura 4.15 (A) y (B) respectivamente, luego de 30 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. Se ha limitado el rango de temperatura hasta los $42^{\circ}C$ para apreciar la diferencia en el tamaño de la lesión. Adicionalmente, se ha determinado que el hígado llegaría a alcanzar temperaturas sobre los $43^{\circ}C$, mientras que el músculo alcanza los $44^{\circ}C$. Este grado de diferencia se puede deber a la alta conductividad eléctrica del músculo (291 %) que resulta ser más influyente que la leve diferencia entre sus capacidades calóricas y conductividades térmicas.

La Figura 4.16 muestra la distribución de temperatura obtenida para el hígado (A) y la médula (B). El modelo predice que la temperatura máxima de la médula alcanza los $44^{\circ}C$ superando también en un grado la temperatura obtenida por el hígado. En esta oportunidad también existe una diferencia notable entre las conductividades eléctricas de los tejidos (diferencia del 67 %) pero que no resulta ser tan influyente como en el caso anterior ya que los resultados obtenidos por la médula muestran una temperatura mayor. Debido a esto, se

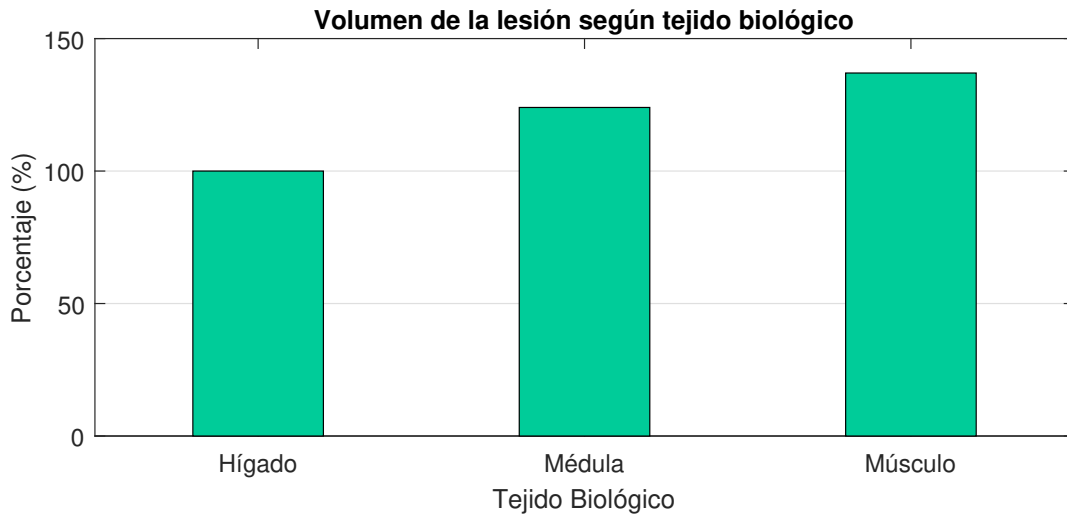


Figura 4.14: Volumen de la lesión obtenido al aplicar RFP con parámetros estándar en hígado, médula y músculo durante 30 [s]. Los porcentajes han sido calculados con respecto al volumen de lesión obtenido para el hígado $8.66 \times 10^{-8}[m^3]$.

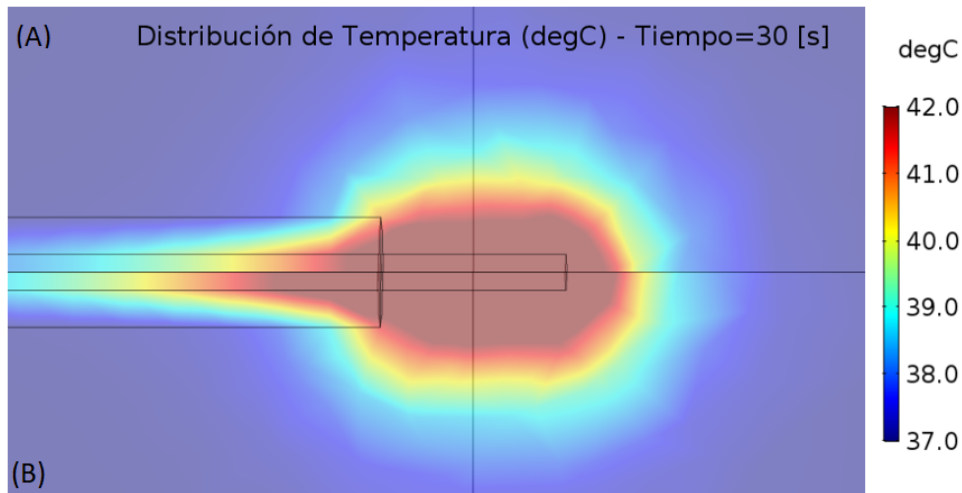


Figura 4.15: Distribución de temperatura Hígado (A) y Músculo (B) luego de 30 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. Se aprecia que la lesión es de mayor volumen para el caso del músculo.

recurre nuevamente a un análisis de la capacidad calórica de los tejidos, donde el 3% de diferencia vuelve a manifestar una gran importancia en la temperatura máxima alcanzada así como en el tamaño de la lesión.

Con estos resultados se puede inferir que la temperatura máxima alcanzada posee una mayor sensibilidad con respecto a la capacidad calórica del tejido que con respecto a su conductividad eléctrica.

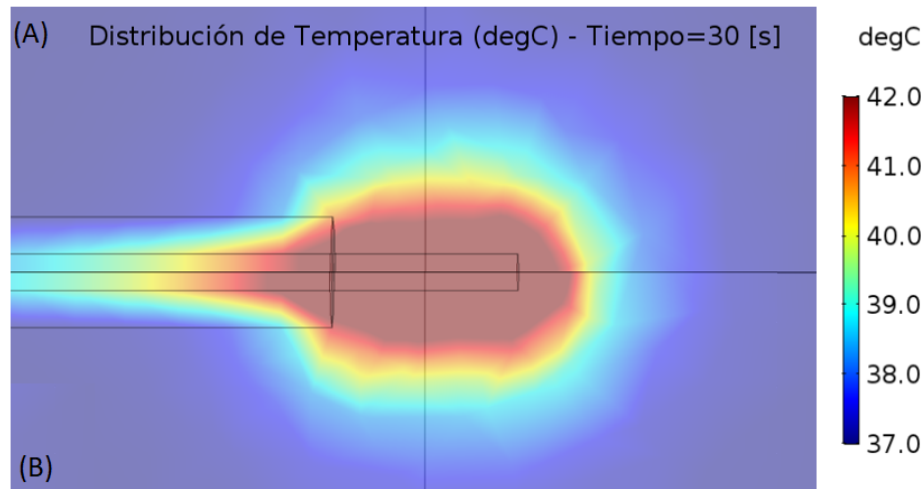


Figura 4.16: Distribución de temperatura para el Hígado (A) y la Médula (B) luego de 30 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. Se observa que la lesión provocada en tejido medular es de mayor tamaño.

4.2.6. Influencia del Electrodo

La influencia del material con que es fabricado el electrodo ha sido determinada evaluando dos materiales previamente utilizados en los modelos de Supan [29] y Cosman [7], estos son el acero inoxidable y la aleación de Niquel con Titanio (NiTi). Estos 2 materiales han sido evaluados en tejido hepático bajo condiciones estándar de RFP. Las condiciones de aplicación se resumen en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5: Condiciones de aplicación para determinar la influencia del material del electrodo.

Electrodo	Acero inoxidable NiTi
Tejido Biológico	Hígado
Parámetros de RFP	Estándar
Recubrimiento	Silicona de grado médico

Las propiedades de todos los materiales y tejidos nombrados en la Tabla 4.5 se muestran en las Tablas B.1, B.2 y B.3 en el Apéndice B. Para comparar las propiedades del acero inoxidable (SS) y la aleación NiTi, se ha graficado la diferencia porcentual de las propiedades Capacidad Calórica C_p , Conductividad Térmica k y conductividad Eléctrica σ para ambos materiales en función del acero inoxidable en la Figura 4.17.

Se observa que la capacidad calórica del NiTi corresponde al 168 % del valor asociado al SS, esto quiere decir que por cada grado de temperatura aumentado, el NiTi transfiere un 68 % más de energía calórica al sistema en comparación con el SS con lo que se espera que un electrodo de NiTi disipe más calor alcanzando menores temperaturas.

La Figura 4.18 muestra el volumen de la lesión al utilizar ambos electrodos. Se puede apreciar una diferencia porcentual el 11 % siendo de mayor volumen la lesión producida por

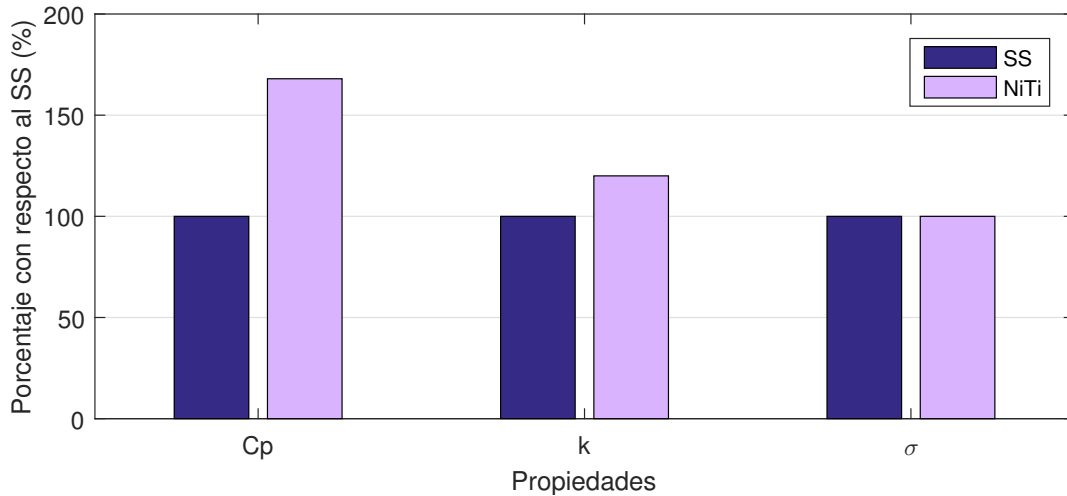


Figura 4.17: Diferencia porcentual de las propiedades del acero inoxidable y la aleación NiTi utilizados como electrodos (ver Tablas B.1, B.2 y B.3 del Apéndice B).

un electrodo de acero inoxidable. Esto muestra que el material de electrodo también influye en el volumen de la lesión por radiofrecuencia pulsada, sin embargo, las propiedades del tejido son más relevantes al comparar el volumen de la lesión.

La temperatura máxima alcanzada por el electrodo de acero inoxidable es de $44^{\circ}C$ mientras que el electrodo de NiTi alcanza solo los $42^{\circ}C$ lo que concuerda con lo esperado debido a la mayor disipación térmica en un electrodo de NiTi.

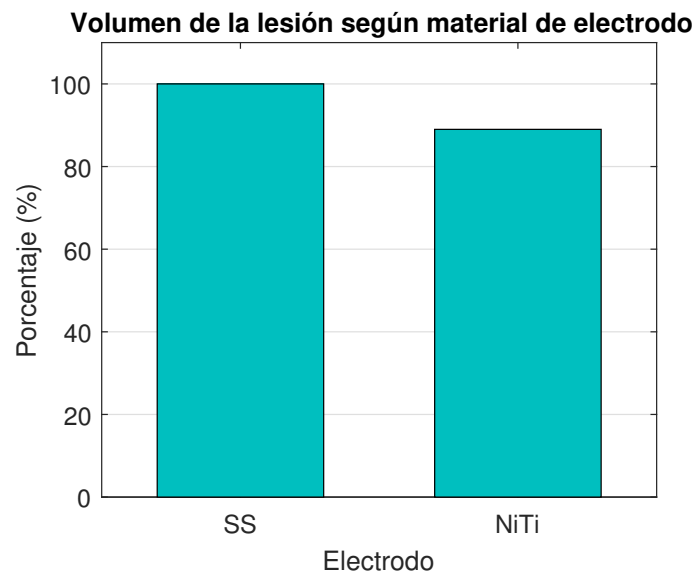


Figura 4.18: Volumen de la lesión al aplicar RFP con parámetros estándar en electrodos de acero inoxidable (SS) y aleación Niquel-Titanio (NiTi) inmersos en tejido hepático. Porcentaje en base al acero inoxidable cuyo volumen de lesión es $2.21 \times 10^{-7} [m^3]$.

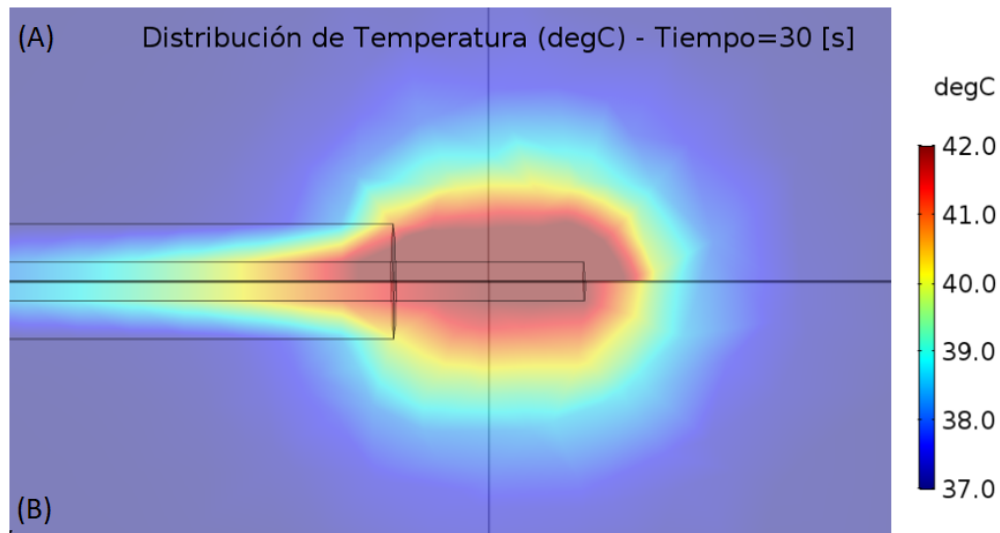


Figura 4.19: Distribución de temperatura para electrodos de acero inoxidable (A) y aleación NiTi (B) sobre tejido hepático.

4.3. Conclusiones del Modelo

Se ha logrado realizar un modelo de transferencia térmica que permite simular el comportamiento de un electrodo convencional capaz de obtener resultados comparables con el modelo de Cosman et al. [7]. Con estos resultados se determina que el modelo se encuentra calibrado y en condiciones de ser utilizado para simular el comportamiento térmico de un electrodo implantable.

Dentro de las conclusiones más importantes obtenidas de este modelo se encuentran las siguientes:

- Existe un tiempo determinado en que la temperatura de la punta descubierta del electrodo y del tejido circundante convergen. Este tiempo es entre los 5 y los 6 [s] de aplicación de RFP.
- El campo eléctrico presenta el comportamiento esperado siendo perpendicular en el entorno de la punta del electrodo y paralelo en la cercanía del aislante.
- Del análisis de sensibilidad de los parámetros de RFP se desprende que al aumentar el ancho de pulso se aumente el tamaño de la lesión y la temperatura alcanzada por el tejido y el electrodo, al igual que al aumentar el voltaje de aplicación.
- La cantidad de pulsos por minuto no tiene una manifestación clara en el volumen de la lesión, solo se aprecia un leve aumento en la temperatura de la punta del electrodo.
- La capacidad calórica del tejido adquiere una gran importancia a la hora de determinar el tamaño de la lesión siendo muy sensible ante una variación de este parámetro. Para un electrodo, esta propiedad también es considerada importante ya que también a mayores valores se obtiene una lesión más grande.
- La conductividad eléctrica del tejido influye principalmente en la temperatura alcanzada en el tejido circundante ya que mientras mayor sea este valor, se alcanza una mayor temperatura acompañada de una lesión más volumétrica.

Capítulo 5

Modelo Electrodo Implantable de Radiofrecuencia Pulsada

El modelo de Electrodo Implantable busca determinar la viabilidad de algunos materiales para funcionar en el interior del cuerpo humano de forma permanente cumpliendo con la función de inhibición del dolor crónico. Para estos propósitos se evaluarán diferentes alternativas de materiales como el Titanio puro y Tungsteno.

Específicamente, la presente sección tiene los siguientes propósitos:

1. **Estudio de materiales para electrodos implantables:** Se evaluarán como materiales para electrodos implantables el Tungsteno, que posee propiedades de conducción eléctrica y térmica que resultan atractivas para aplicaciones de RFP, y el Titanio el cual es ampliamente utilizado como implante.
2. **Pruebas Experimentales de materiales para electrodos:** Se evaluarán empíricamente el Titanio y el Tungsteno como electrodos implantables mediante pruebas experimentales en extremidades de cerdo. Estos resultados se contrastarán con los obtenidos por el modelo de elementos finito.
3. **Comportamiento de Acero Inoxidable 316 LVM:** Se simulará el comportamiento de este acero inoxidable para determinar su viabilidad en tratamientos para el dolor crónico como electrodo implantable. Este material está completamente libre de su fase magnética (delta ferrita), lo cual le proporciona una microestructura completamente no magnética a diferencia de otros aceros inoxidables. Ello le permitiría permanecer durante periodos prolongados dentro del cuerpo sin riesgo de oxidación y sin riesgos a la hora de realizar una resonancia magnética.

La metodología utilizada para realizar el validar el presente modelo se expone en las siguientes secciones.

5.1. Metodología

El modelo de electrodo implantable se centra en resolver 3 ecuaciones principales a través del método de elementos finitos en el programa COMSOL Multiphysics 5.3.

Debido a que el objetivo más importante del modelo es determinar el comportamiento térmico del sistema, se define la ecuación de Bioheat que gobierna el sistema:

$$\rho C_p \frac{\delta T}{\delta t} + \nabla \cdot (-\vec{k} \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (5.1)$$

En esta oportunidad también se elimina el calor metabólico Q_{met} por ser considerado despreciable y debido a que las muestras experimentales no generan calor. Por otro lado, el calor por Fuente Externa Q_{ext} se define en función del campo eléctrico generado al aplicar radiofrecuencia pulsada:

$$Q_{ext} = \frac{\sigma E^2}{2} \quad (5.2)$$

El campo eléctrico E se puede definir como un gradiente de potencial $\nabla\Phi$ bajo argumentos de Electro Cuasi Estática quedando de la siguiente forma:

$$E = -\nabla\Phi \quad (5.3)$$

El gradiente de potencial $\nabla\Phi$ se determina mediante la Ecuación 5.4 expuesta a continuación:

$$0 = \nabla \cdot [(\sigma + i\omega\epsilon\epsilon_0)\nabla\Phi] \quad (5.4)$$

Las Ecuaciones 5.1 y 5.4 pueden ser resueltas por el método de elementos finitos.

5.1.1. Volumen de Control y Materiales

La Figura 5.1 muestra el volumen de control del modelo, el cual está conformado por los siguientes elementos:

- **Tejido Biológico:** Cilindro de 0.1 [m] de diámetro y 0.15 [m] de largo. En su centro se dispone el electrodo implantable. Dentro de los tejidos utilizados en este modelo se encuentran el músculo de cerdo, ya que las pruebas experimentales fueron realizadas sobre muestras de cerdo, y el tejido medular humano debido a que es de interés para la aplicación de este procedimiento.
- **Piel:** En la parte superior del cilindro correspondiente al tejido se posiciona un disco de 0.1 [m] de diámetro y 5 [mm] de espesor [23] correspondiente a la piel. Las pieles a evaluar son las correspondientes al cerdo y al humano.
- **Electrodo Externo:** Material conductor de 5 [m] de largo y 0.5 [mm] de diámetro. Estas dimensiones corresponden a la de una punta sin aislar en un electrodo convencional. El material utilizado es el acero inoxidable debido a su disponibilidad para pruebas experimentales.

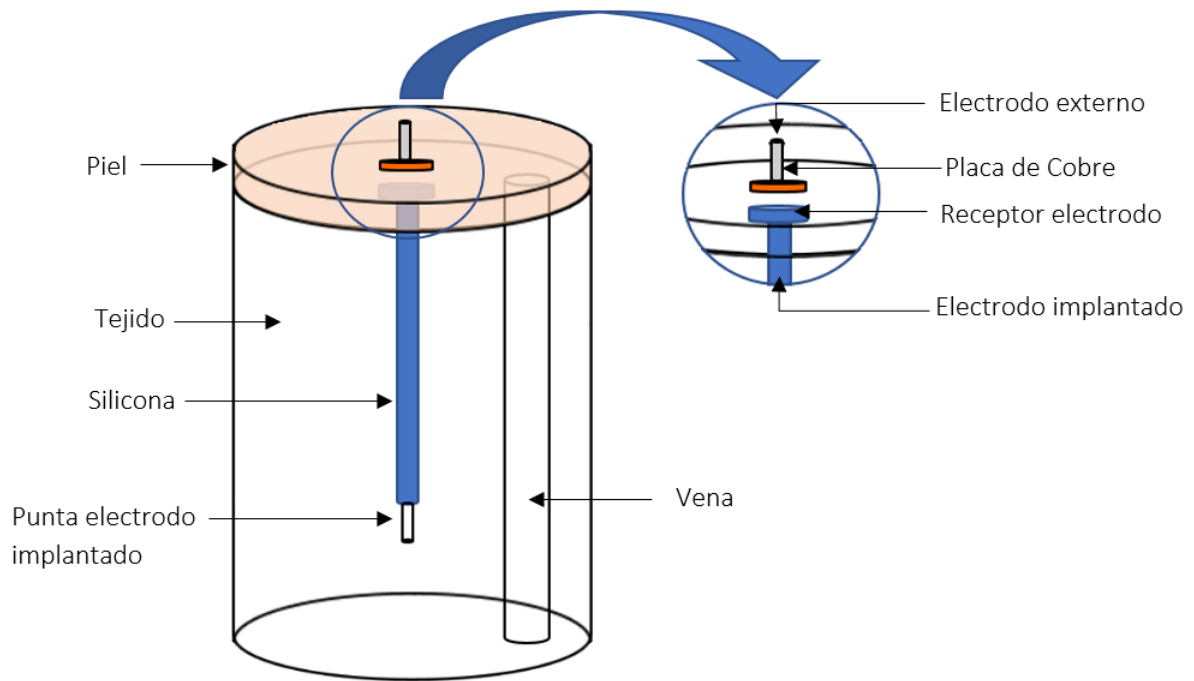


Figura 5.1: Volumen de control utilizado en el modelo de electrodo implantable de radiofrecuencia pulsada. La imagen de la derecha corresponde a un acercamiento a la zona de interacción entre el electrodo exterior, la piel y el receptor electrodo.

- **Placa de Cobre:** Disco dispuesto sobre la piel de 1 [cm] de diámetro y 0.5 [mm] de espesor fabricado de cobre común. Se posiciona entre la piel y el electrodo externo. El riesgo de quemar la piel aumenta mientras más pequeña sea el área de aplicación de RFP debido al aumento de densidad de carga en la punta del electrodo. Por lo anterior, se implementa este componente para proteger al paciente de daños no deseados. Sus dimensiones fueron escogidas a partir de resultados experimentales donde se verificó que ellas no representan ningún riesgo de quemadura para la piel.
- **Electrodo Implantable:** Compuesto por dos subsistemas: el receptor electrodo y el electrodo implantable. El receptor electrodo consiste en un disco de 16 [mm] de diámetro y 2 [mm] de espesor instalado de forma subcutánea que se encarga de recibir la señal emitida por electrodo externo y guía la corriente hacia el tejido. Por su parte, el electrodo implantable es un cilindro de 1 [mm] de diámetro y 0.1 [m] de largo. Las dimensiones del receptor electrodo se deben a la alta concentración de carga que existiría con un diámetro más pequeño o en un diámetro similar al del electrodo implantable. También, materiales como el Tungsteno presentan pocas facilidades de maquinabilidad por lo cual dimensiones más pequeñas serían poco factibles. De manera adicional, un disco de estas características ofrece un grado de facilidad de manipulación aceptable para un médico y sería poco perceptible para el paciente. Dentro de los materiales a evaluar se encuentran el Titanio puro, Tungsteno y Acero Inoxidable 316LVM (SS 316LVM).
- **Aislante:** Se utiliza para recubrir el electrodo implantable con la finalidad de evitar que el calor y los campos eléctrico se propaguen por el tejido dañando otros sistemas. Se utiliza Silicona de grado médico de 1 [mm] de espesor.
- **Vena:** A 26 [mm] del centro del cilindro y del electrodo implantable se encuentra una

vena de 10 [mm] de diámetro que atraviesa verticalmente el tejido. La distancia al centro del cilindro se ha definido de acuerdo a los estudios realizados por Supan [29].

Las propiedades de todos los materiales nombrados se encuentran en las Tablas C.1, C.2, C.3, C.4 y C.5 del Apéndice C.

5.1.2. Función de Entrada

Los datos de la función de entrada se define como una función de voltaje sinusoidal (Ecuación 5.5) con intervalos inactivos.

$$V(t) = V \cdot \sin(2\pi ft) \quad (5.5)$$

Los valores de la función se generan vía MATLAB de la misma forma que en el modelo anterior, y son importados a COMSOL (ver Sección 4.1.2). Los parámetros de radiofrecuencia son los estándares de RFP, mostrados en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1: Parámetros utilizados para modelo de electrodo implantable.

Parámetros Estándar de RFP		
Parámetro	Valor	Unidades
Frecuencia f	500	kHz
Voltaje V_S	45	V
Ancho del pulso w_S	0.02	s
Frecuencia de pulso N_S	2	Hz

5.1.3. Condiciones de borde y Condiciones Iniciales

Las condiciones iniciales que considera el modelo de electrodo implantable son la temperatura inicial del tejido biológico y piel de $16^\circ C$, y la temperatura ambiente de $22^\circ C$. Ambas temperaturas son obtenidas a partir de las mediciones experimentales.

Se consideran 2 condiciones de borde. La primera es la función de entrada de voltaje, que es impuesta sobre el electrodo externo. La segunda condición de borde define como tierra la cara inferior del cilindro, opuesta a la ubicación del electrodo externo. Esto se debe a que la disposición experimental no permitía una ubicación más alejada del electrodo.

5.1.4. Controlador de Temperatura

Se ha implementado un controlador de temperatura de comportamiento similar al que posee el generador de radiofrecuencia, el cual inactiva los pulsos de radiofrecuencia si la punta del electrodo alcanza la temperatura máxima impuesta (en general los $42^\circ C$).

En el modelo, la temperatura controlada es la que se mide en la superficie del electrodo externo.

5.1.5. Puntos de Control

Se han definido 3 puntos de control de temperatura, los cuales exponen en la Figura 5.2 se describen a continuación:

1. **Temperatura en la Punta del Electrodo** ($T_{PuntaElectrodo}$): Ubicado en la superficie de la punta del electrodo implantable.
2. **Temperatura Tejido Próximo** ($T_{TejidoProximo}$): Ubicado a $0.001[m]$ de al punta del electrodo implantable en el eje Z hacia el tejido.
3. **Temperatura Interfase Cobre-Piel** ($T_{Cobre-Piel}$): Controla la temperatura en la interfase cobre-piel. Es importante llevar un control de esta temperatura ya que un requisito importante en esta propuesta de electrodo es que no dañe ni queme la piel u otro tejido.

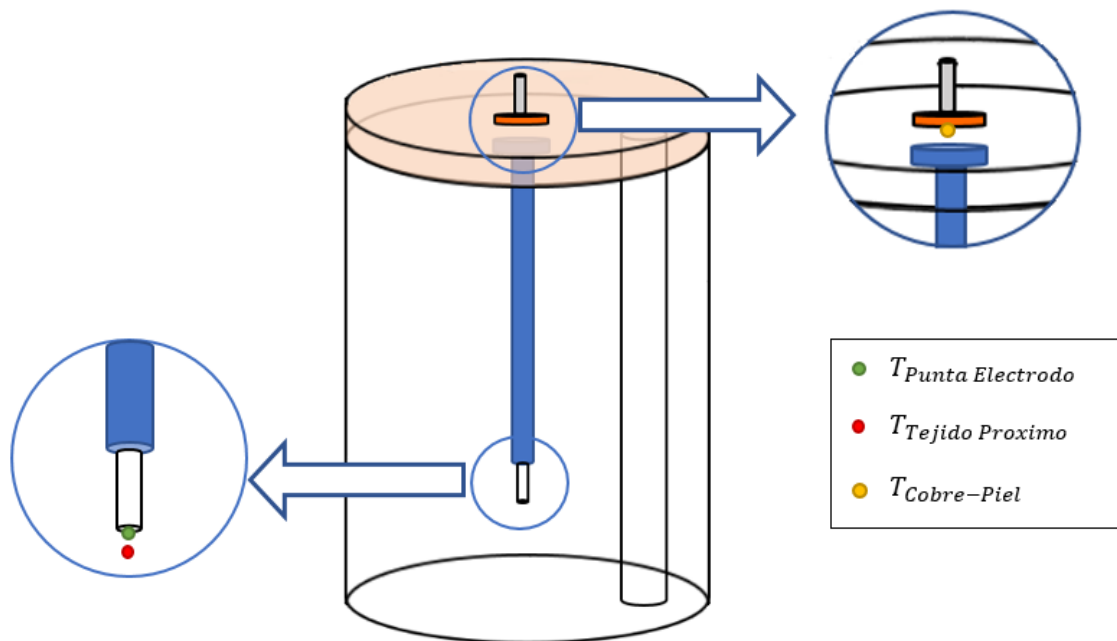


Figura 5.2: Puntos de control de temperatura del modelo de electrodo implantable.

5.2. Metodología Experimental

El objetivo de las pruebas experimentales es determinar y/o corroborar si los materiales seleccionados como electrodos cumplen con los requerimientos para la aplicación de RFP bajo parámetros específicos. Esto consiste en aplicar RFP a extremidades de cerdos variando los parámetros de radiofrecuencia buscando que la punta del electrodo alcance los $42^{\circ}C$.

Los equipos y materiales utilizados en las pruebas se pueden observar en la Figura 5.3 y se describen a continuación:

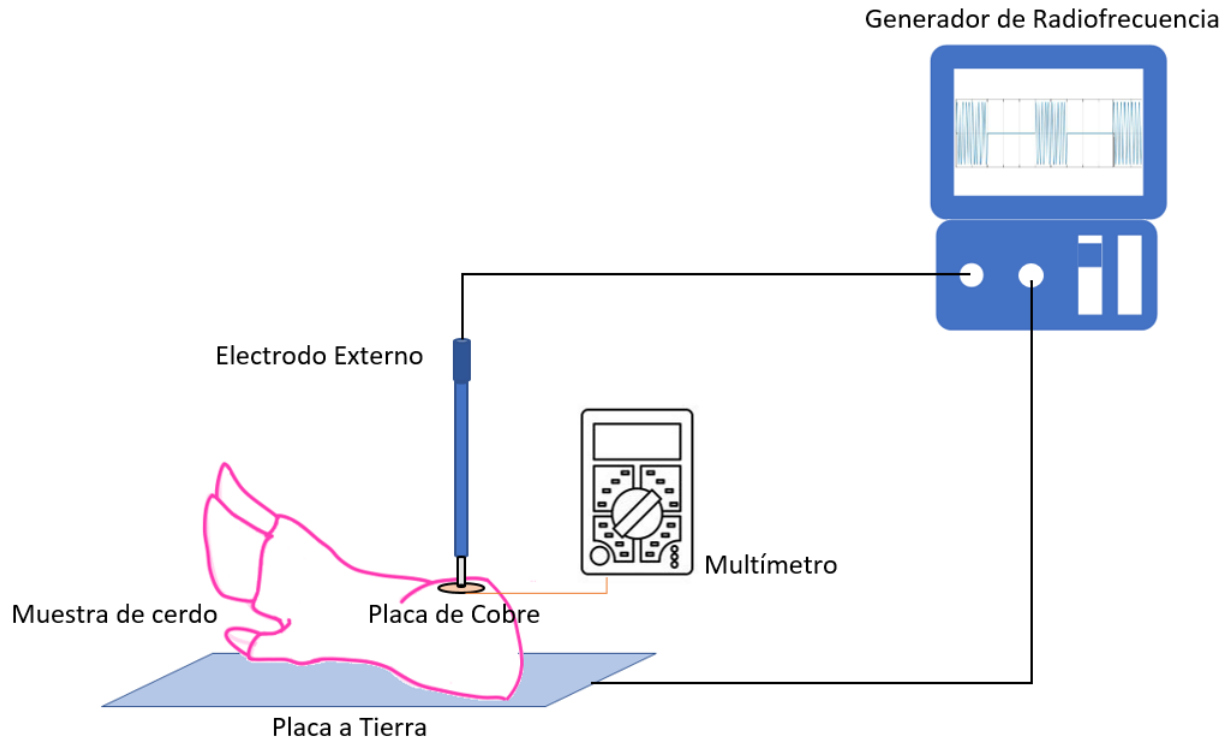


Figura 5.3: Montaje experimental.

1. **Generador de Radiofrecuencia Neurotherm:** Genera la RFP con una frecuencia de 500 [kHz]. Permite varias combinaciones de frecuencias de pulso, ancho de pulso, tiempo de aplicación y voltaje.
2. **Placa Tierra:** Cierra el circuito fundamental de radiofrecuencia y se ubica por debajo de la extremidad del cerdo.
3. **Electrodo externo:** corresponde al electrodo original de Neurotherm, fabricado de acero inoxidable. La temperatura de la punta es indicada en la pantalla del generador de RF.
4. **Placa de cobre:** Se ubica sobre la piel y ese encuentra en contacto permanente con el electrodo externo.
5. **Electrodo implantable:** se encuentra en el interior de la muestra animal. Consta de una placa que se ubica de forma subcutánea con su cara no aislada en contacto permanente con la piel. Desde su parte inferior, se extiende el alambre que funciona como electrodo implantable cuya punta no aislada se encuentra en contacto con el tejido objetivo. Los materiales utilizados son Titanio puro y Tungsteno.
6. **Multímetro:** Se utiliza una termocupla esférica incorporada en un multímetro, es de 1 [mm] de radio y es utilizada para medir la temperatura del tejido inmediato a la punta no aislada del electrodo implantable, además es usada para medir la temperatura entre la piel y la placa de cobre. El error de la termocupla es de $\pm 1^{\circ}C$.

Para realizar el procedimiento se utiliza una extremidad de cerdo a la cual se le debe

introducir de forma subcutánea el electrodo de prueba. La superficie no aislada de la placa del receptor electrodo debe quedar en contacto con la piel y en el extremo no aislado del electrodo implantado que queda en contacto con el músculo se ubica la termocupla. Sobre la porción de piel que queda inmediatamente arriba de la superficie no aislada del receptor electrodo se instala la placa de cobre y encima de esta el electrodo externo que va conectado al generador de radiofrecuencia.

Para iniciar las pruebas se enciende el generador de radiofrecuencia y se seleccionan los parámetros de aplicación. Todas las pruebas se realizan a temperatura ambiente de $22^{\circ}C$ y una temperatura impuesta de $42^{\circ}C$.

Se realizan 8 pruebas para cada combinación de materiales con el objetivo de reducir el error aleatorio. En cada prueba se registran todos los parámetros de aplicación, la temperatura inicial del tejido y la piel, la temperatura final y si es alcanzada la temperatura necesaria en el extremo no aislado. Las temperaturas finales para un mismo tiempo son promediadas y comparadas con los resultados teóricos del modelo.

5.2.1. Puntos de Control Experimental

Se han definido 3 puntos de control de temperatura en el procedimiento experimental, los cuales se exponen en la Figura 5.4 y se describen a continuación:

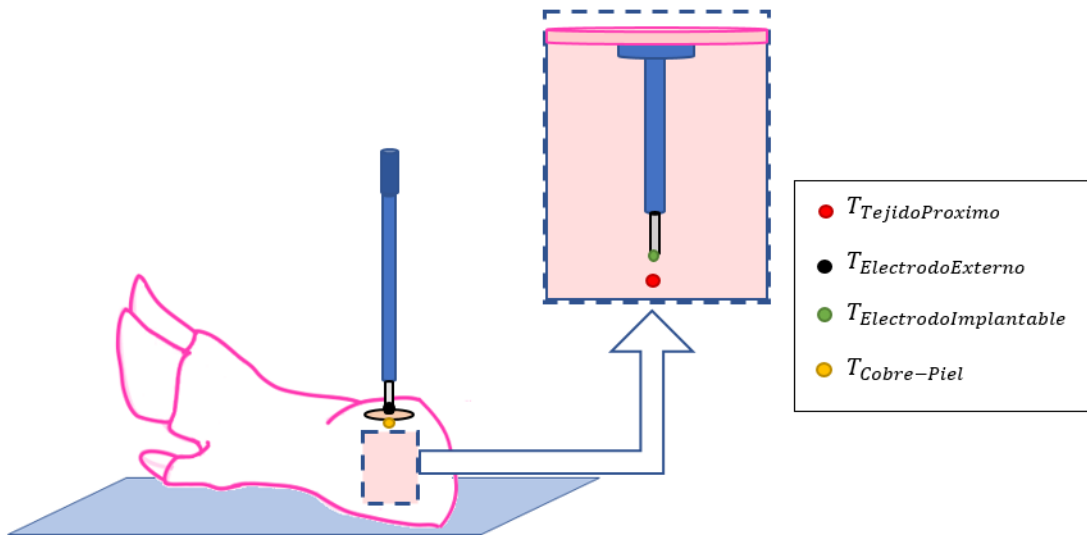


Figura 5.4: Puntos de control experimental de temperatura. El recuadro en línea segmentada muestra una vista interior de la muestra de cerdo donde se aprecia la disposición del electrodo implantable.

1. **Temperatura Tejido Próximo** ($T_{TejidoProximo}$): Mide la temperatura a aproximadamente 1 [mm] de electrodo.
2. **Temperatura Electrodo Externo** ($T_{ElectrodoExterno}$): Corresponde a la temperatura de la punta de electrodo externo entregada por el generador de radiofrecuencia.

3. **Temperatura Electrodo Implantable** ($T_{ElectrodoImplantable}$): Mide la temperatura alcanzada en la superficie del electrodo implantable.
4. **Temperatura en la Interfase Cobre-Piel** ($T_{Cobre-Piel}$): Mide la temperatura en la interfaz cobre-piel.

5.3. Resultados Experimentales

A continuación se exponen los resultados registrados experimentalmente para cada combinación de materiales. Las pruebas experimentales han sido realizadas 8 veces para cada combinación de materiales, con los resultados obtenidos se obtiene una temperatura promedio para cada punto de control. La temperatura registrada corresponde a la temperatura final luego del tiempo de aplicación de RFP.

Todas las pruebas experimentales han sido evaluadas bajo parámetros estándar de radiofrecuencia pulsada. Si el tejido circundante no alcanza la temperatura de lesión se procede a buscar la mejor combinación de parámetros con la finalidad de alcanzar la lesión.

Combinación Titanio-Titanio

La Tabla 5.2 muestra los resultados obtenidos para la combinación Titanio-Titanio utilizado como Receptor Electrodo y Electrodo Implantable.

Tabla 5.2: Resultados experimentales para la combinación Titanio-Titanio bajo parámetros estándar de RFP.

Combinación Titanio-Titanio	
Temperatura Objetivo	$42^{\circ}C$
Temperatura Inicial Tejido	$18.5^{\circ}C$
Temperatura Ambiente	$20^{\circ}C$
Tiempo de aplicación RFP	$240 [s]$
Temperatura Electrodo Externo	$34.7^{\circ}C$
Temperatura Electrodo Implantable	$35.6^{\circ}C$
Temperatura Tejido Próximo	$36.5^{\circ}C$
Temperatura Cobre-Piel	$35.8^{\circ}C$

Al observar los resultados se puede apreciar que la temperatura del Electrodo Externo no alcanza la temperatura objetivo de $42^{\circ}C$, al igual que el electrodo Implantable. Entre la temperatura de ambos electrodos existe una diferencia de $0.9^{\circ}C$.

Se puede apreciar también que la temperatura del tejido próximo, la cual indica si se alcanza o no la lesión, registra una temperatura de $36.5^{\circ}C$ luego de $240 [s]$ de aplicación de RFP. Este resultado indica que no se alcanzaría la lesión con la combinación Titanio-Titanio.

La Figura 5.5 muestra un instante mientras se realizan las mediciones de temperatura.

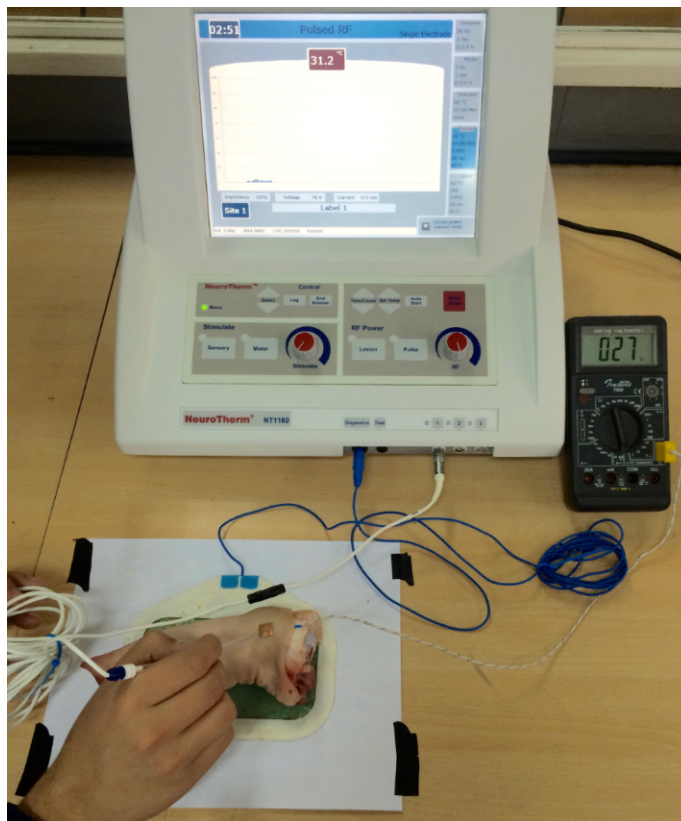


Figura 5.5: Fotografía instantánea mientras se realiza una medición.

La temperatura de la piel es de 35.8°C lo cual demuestra que la piel no correría ningún riesgo de quemadura o desnaturalización. La Figura 5.6 muestra el estado final de la piel luego de realizar 8 veces el experimento. La piel comienza a endurecerse y a oscurecerse al repetir el experimento en el mismo lugar.



Figura 5.6: Estado final de la piel luego de 8 mediciones experimentales.

Al determinar que la lesión no es alcanzada con parámetros estándar de radiofrecuencia pulsada se ha buscado el conjunto de parámetros de radiofrecuencia que permita aproximarse a la temperatura de lesión. Este conjunto de parámetros, determinado experimentalmente, se muestra en la Tabla 5.3.

Tabla 5.3: Mejor combinación de parámetros RFP encontrada para la combinación Titanio-Titanio.

Configuración Encontrada	
Frecuencia	2 [pps]
Ancho de Pulso	0.05 [s]
Tiempo	300 [s]
Voltaje	70 [V]

Con este conjunto de parámetros se han obtenido los resultados que muestra la Tabla 5.4. En ella se puede observar que la temperatura de lesión en el tejido próximo, nuevamente, no es alcanzada, lo que comprobaría que experimentalmente esta combinación de materiales no es apropiada para un electrodo implantable para RFP.

Tabla 5.4: Resultados experimentales para la combinación Titanio-Titanio con los mejores parámetros de RFP encontrados.

Combinación Titanio-Titanio	
Temperatura Objetivo	42°C
Temperatura Inicial Tejido	18.5°C
Temperatura Ambiente	20°C
Tiempo de aplicación RFP	240 [s]
Temperatura Electrodo Externo	35.6°C
Temperatura Electrodo Implantable	36.5°C
Temperatura Tejido Próximo	37.5°C
Temperatura Cobre-Piel	35.2°C

Combinación Titanio-Tungsteno

Para la combinación Titanio, como electrodo receptor, y Tungsteno como electrodo implantable, se obtienen los resultados expuestos en la Tabla 5.5. En ella se puede observar que la temperatura alcanzada por el electrodo externo es 27.9°C siendo 14.1°C menor que la temperatura objetivo. Este comportamiento también ha sido observado para el caso de la combinación Titanio-Titanio. Esto se puede deber a que el cobre, al ser un excelente conductor térmico, transfiere calor por convección hacia el aire.

El electrodo implantable alcanza una temperatura de 28.8°C, lo cual es 13.2°C menor que la temperatura objetivo, mientras que la temperatura del tejido próximo, a 1 [mm] del electrodo, se encuentra a 44.9. Este comportamiento se puede deber a que existe una zona fría entre el electrodo y el punto de control debido a una fuga de calor a través del electrodo. Esto se justificaría debido a la alta conductividad térmica del Tungsteno y en que la piel, y el tejido en general, se encuentran a 18.5°C, lo cual provocaría la fuga de calor.

Tabla 5.5: cosas

Combinación Titanio-Tungsteno	
Temperatura Objetivo	42°C
Temperatura Inicial Tejido	18.5°C
Temperatura Ambiente	20°C
Tiempo de aplicación RFP	180 [s]
Temperatura Electrodo Externo	27.9°C
Temperatura Electrodo Implantable	28.8°C
Temperatura Tejido Próximo	44.9°C
Temperatura Cobre-Piel	35.9°C

Con la temperatura alcanzada en el tejido próximo se puede concluir que se puede provocar una lesión al utilizar la combinación Titanio-Tungsteno.

La temperatura entre el cobre y la piel es de 35.9°C lo cual se encuentra a 8.1°C de la temperatura necesaria para lesionar la piel.



Figura 5.7: Estado final de la piel luego de 8 mediciones experimentales con la combinación Titanio-Tungsteno.

Se puede observar en la Figura 5.7 el estado final de la piel luego de las 8 mediciones. Se aprecia el oscurecimiento de la piel y endurecimiento al igual que en el caso de la combinación Titanio-Titanio. Sin embargo, al efectuar solo una vez el procedimiento la piel no sufre ni oscurecimiento ni endurecimiento. La Figura 5.8 muestra el estado final de la piel luego de una aplicación de RFP con parámetros estándar.

Estos resultados permiten determinar que experimentalmente la combinación Titanio-Tungsteno como receptor electrodo y electrodo implantable, respectivamente, muestra ser una opción viable para ser utilizado como electrodo implantable para tratamientos de dolor crónico.



Figura 5.8: Estado final de la piel luego de un procedimiento experimental con la combinación Titanio-Tungsteno.

5.4. Resultados del Modelo

Los resultados del modelo de transferencia térmica para un electrodo implantable se muestran en la presente sección. Estos resultados serán comparados con los obtenidos experimentalmente que han sido expuestos en la Sección 5.3.

5.4.1. Materiales para Electrodo Implantables

Los resultados expuestos a continuación buscan determinar la factibilidad de un electrodo implantable fabricado con materiales como el Titanio puro y Tungsteno complementando los resultados experimentales ya expuestos en la Sección 5.3.

De forma adicional, se evaluará teóricamente el Acero Inoxidable 316 LVM el cual posee todas las propiedades térmicas, eléctricas y mecánicas de otros aceros inoxidable pero se diferencia en que no presenta una fase magnética, lo cual lo hace apropiado para su uso como implante.

Combinación Titanio-Titanio

La combinación Titanio-Titanio como *receptor electrodo y electrodo implantable* se ha evaluado bajo las condiciones de la Tabla 5.6.

El comportamiento de la temperatura en función del tiempo se muestra en la Figura 5.9, en él se puede apreciar que a los 240 [s] de aplicación aún no se ha alcanzado la lesión en $T_{TejidoProximo}$ tal como se observó en los resultados experimentales. Se ha evaluado esta combinación para el tiempo máximo permitido por el generador de radiofrecuencia de 10 [min] y el modelo predice que la temperatura necesaria para lesión tampoco es alcanzada. Este resultado permite nuevamente descartar la combinación Titanio-Titanio como electrodo implantable.

La Figura 5.10 muestra la distribución de temperatura a los 240 [s]. Se puede observar que

Tabla 5.6: Condiciones de aplicación de RFP para la combinación Titanio-Titanio.

Combinación Titanio-Titanio	
Parámetros RFP	Estándar
Electrodo Externo	Acero Inoxidable
Receptor Electrodo	Titanio puro
Electrodo Implantable	Titanio puro
Recubrimiento	Silicona de grado médico
Tejido Biológico	Músculo y piel de cerdo Médula y piel de humano
T° inicial del tejido	$18.5^\circ C$
T° ambiente	$20^\circ C$
Tiempo de aplicación	240 [s]

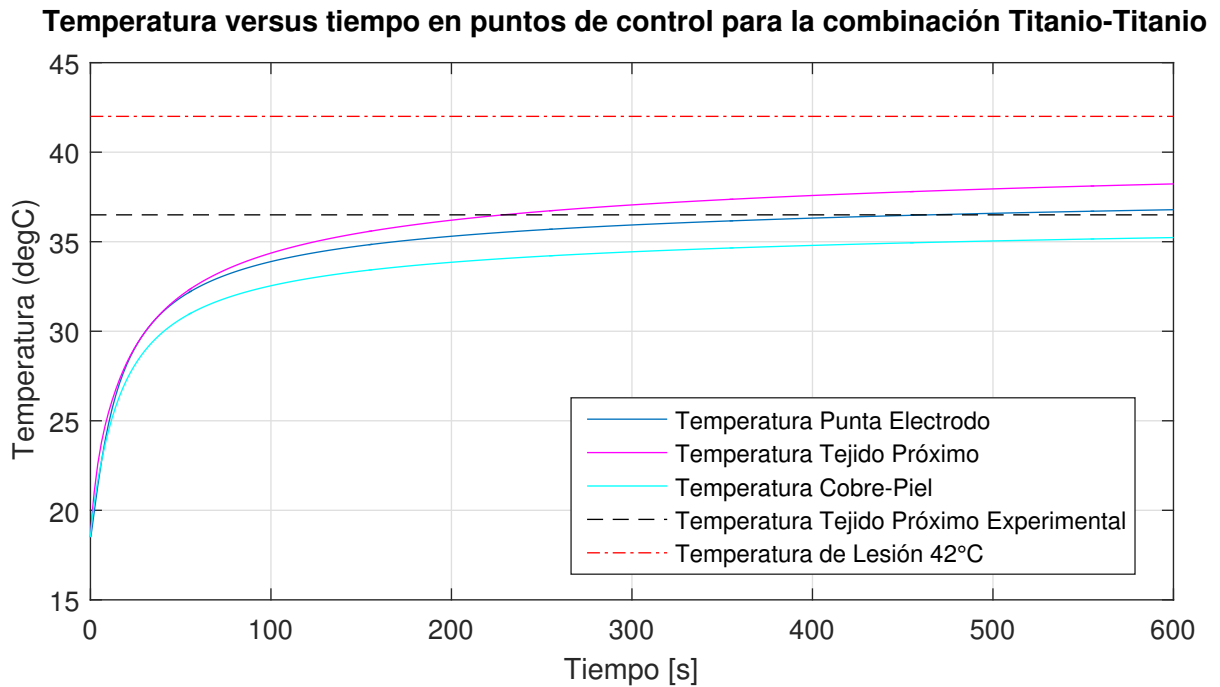


Figura 5.9: Gráfico temperatura versus tiempo para los 3 puntos de control. La línea negra segmentada indica la temperatura experimental obtenida $T_{TejidoProximo}$ luego de 240 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar. La línea roja segmentada señala la temperatura objetivo para provocar la lesión, es decir, los $42^\circ C$. Bajo esta configuración, la combinación Titanio-Titanio no logra producir la lesión.

la distribución ha cambiado su forma esperada de elíptica a circular y que el calor generado no es suficiente para producir la lesión. Esto se puede deber a que existe una pequeña fuga de calor hacia el cuerpo del electrodo implantado. Las flechas rojas de la Figura 5.10 muestran esta fuga de calor que provoca un enfriamiento en la zona más cercana al aislante.

Se ha determinado mediante reiteradas pruebas experimentales que la configuración de RFP bajo la cual la combinación Titanio-Titanio alcanza la mayor temperatura es la que se muestra en la Tabla 5.7. Sin embargo, esta configuración tampoco arroja resultados positivos

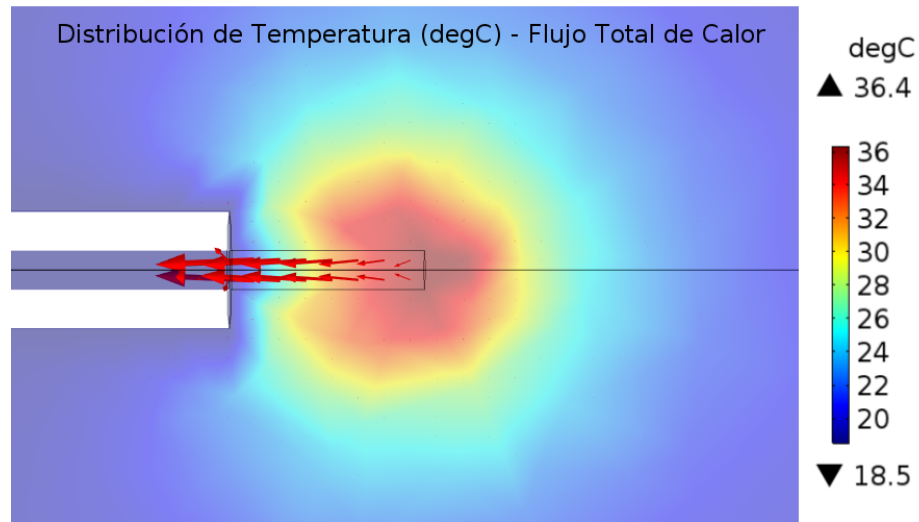


Figura 5.10: Distribución de temperatura obtenido al aplicar RFP con parámetros estándar luego de 240 [s] de aplicación. Las flechas rojas muestran el flujo total de calor, lo cual demuestra que existe una fuga de calor hacia el cuerpo del electrodo implantado.

para la combinación Titanio-Titanio ya que no se alcanza la temperatura necesaria para producir la lesión.

Tabla 5.7: Configuración de aplicación de RFP para Titanio-Titanio.

Configuración Encontrada	
Frecuencia	2 [pps]
Ancho de Pulso	0.05 [s]
Tiempo	300 [s]
Voltaje	70 [V]

La Figura 5.11 muestra la evolución de la temperatura en el tiempo tiempo para todos los puntos de interés con esta configuración encontrada. Se puede apreciar como nuevamente la temperatura de lesión no es alcanzada por el tejido ($T_{TejidoProximo}$) para 10 minutos de aplicación de radiofrecuencia pulsada.

Como tercera instancia se ha evaluado la combinación Titanio-Titanio en tejido medular, ya que este tejido es de interés porque es donde se realizan los tratamientos de RFP para el dolor crónico. La Figura 5.12 muestra la evolución de la temperatura en función del tiempo para el tejido medular.

De igual forma que en los casos anteriores, se observa que la temperatura de lesión no es alcanzada, con lo cual se descarta definitivamente la combinación Titanio-Titanio como electrodo implantable para tratamientos de RFP para el dolor crónico.

Temperatura versus tiempo en puntos de control para la combinación Titanio-Titanio

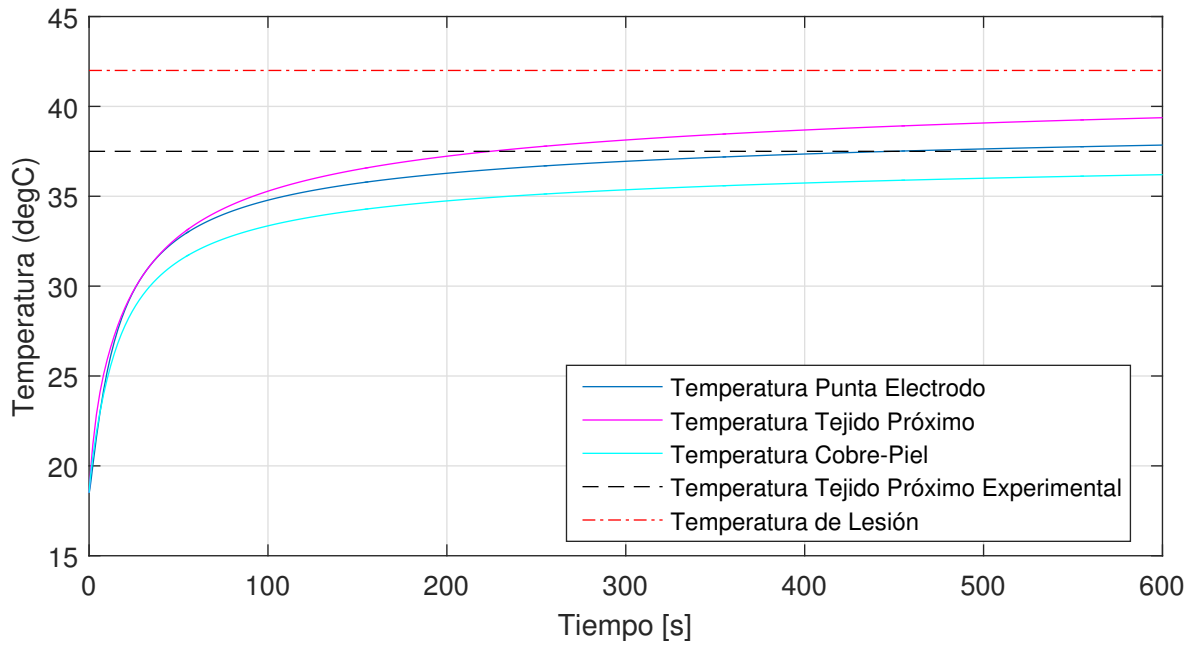


Figura 5.11: Gráfico temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Titanio en tejido muscular al aplicar la mejor configuración encontrada (Tabla 5.7).

Temperatura versus tiempo en puntos de control para la combinación Titanio-Titanio en médula

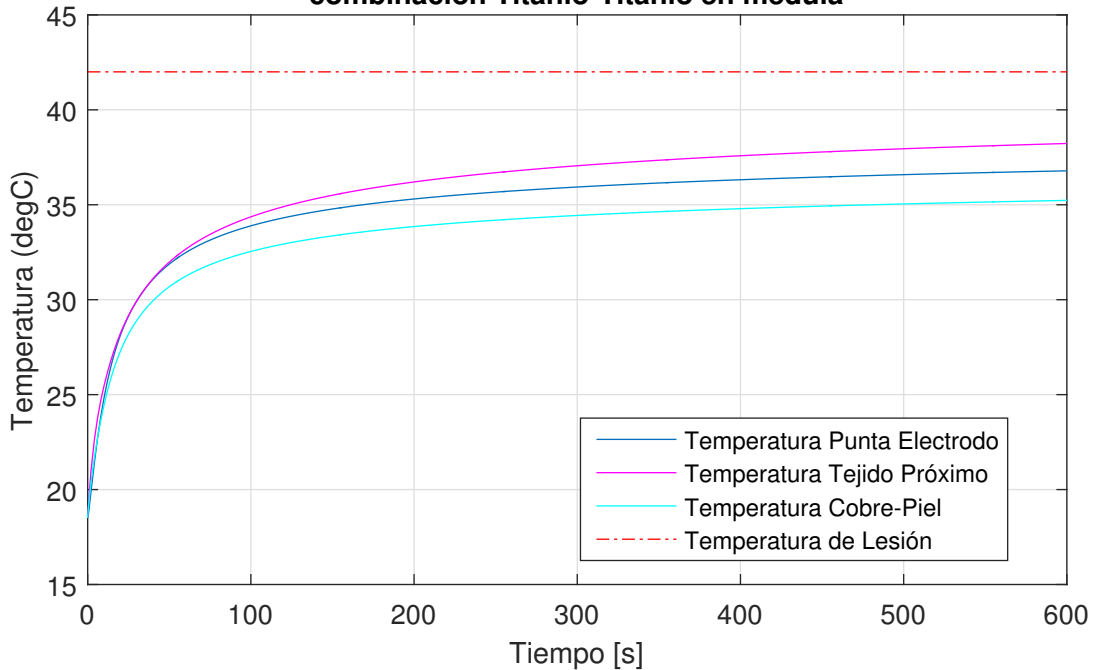


Figura 5.12: Gráfico temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Titanio en tejido medular al aplicar la mejor configuración encontrada (Tabla 5.7).

Combinación Titanio-Tungsteno

La combinación Titanio-Tungsteno para los componentes *Receptor electrodo y electrodo implantable* ha sido evaluada bajo la siguiente configuración de parámetros y condiciones.

Tabla 5.8: Condiciones de aplicación de RFP para la combinación Titanio-Tungsteno.

Combinación Titanio-Tungsteno	
Parámetros RFP	Estándar
Electrodo Externo	Acero Inoxidable
Receptor Electrodo	Titanio puro
Electrodo Implantable	Tungsteno
Recubrimiento	Silicona de grado médico
Tejido Biológico	Músculo y piel de cerdo Médula y piel de humano
T° inicial del tejido	18.5°C
T° ambiente	20°C
Tiempo de aplicación	180 [s]

Los resultados del modelo para la combinación Titanio-Tungsteno se muestran en la Figura 5.13. De ella se desprende que la temperatura del tejido próximo experimental de 44.9°C, indicada por la línea segmentada negra, es alcanzada luego de 164 [s]. Es importante observar que la lesión sería producida a los 75 [s] según la intersección de la línea segmentada roja, correspondiente a los 42°C, y la curva de la temperatura del Tejido Próximo.

La temperatura medida en el Tejido Próximo supera la temperatura de lesión, sin embargo, luego de 300 [s] de aplicación, aún no se superarían los 50°C por lo que no se alcanza el Rango Letal de Temperatura.

Resulta importante señalar que la curva correspondiente a la Temperatura Cobre-Piel demuestra que ante los parámetros de aplicación de RFP estándar con la presente combinación de materiales, resulta no dañino para la piel ya que esta no supera los 38°C, siendo los 44°C la temperatura necesaria para dañar la piel.

La Figura 5.14 muestra la distribución de temperatura obtenida para los dos tiempos de interés luego de 18 [s] de aplicación de RFP. Se puede observar en ella que la lesión presenta una geometría diferente a lo expuesto en secciones anteriores ya que se espera que esta posea una geometría de un elipsoide. Esto se puede deber a la existencia de enfriamiento en la zona de lesión a causa de la alta conductividad térmica del Tungsteno que se encuentra en contacto con la piel a 18.5°C. El Tungsteno posee una conductividad térmica de 173 [W/mK], mientras que Titanio 21.9[W/mK] y el acero inoxidable 15[W/mK]. Esto provocaría que la zona de enfriamiento sea mayor que lo observado al utilizar Titanio. Las flechas rojas de la Figura 5.14 muestran el flujo total de calor a través del cuerpo del electrodo.

Con estos resultados se demuestra que la combinación Titanio como receptor electrodo y Tungsteno como electrodo implantable funciona y cumple con los requerimientos de la aplicación de RFP para dolor crónico. Debido a ello, se procederá a evaluar esta configuración en tejido medular.

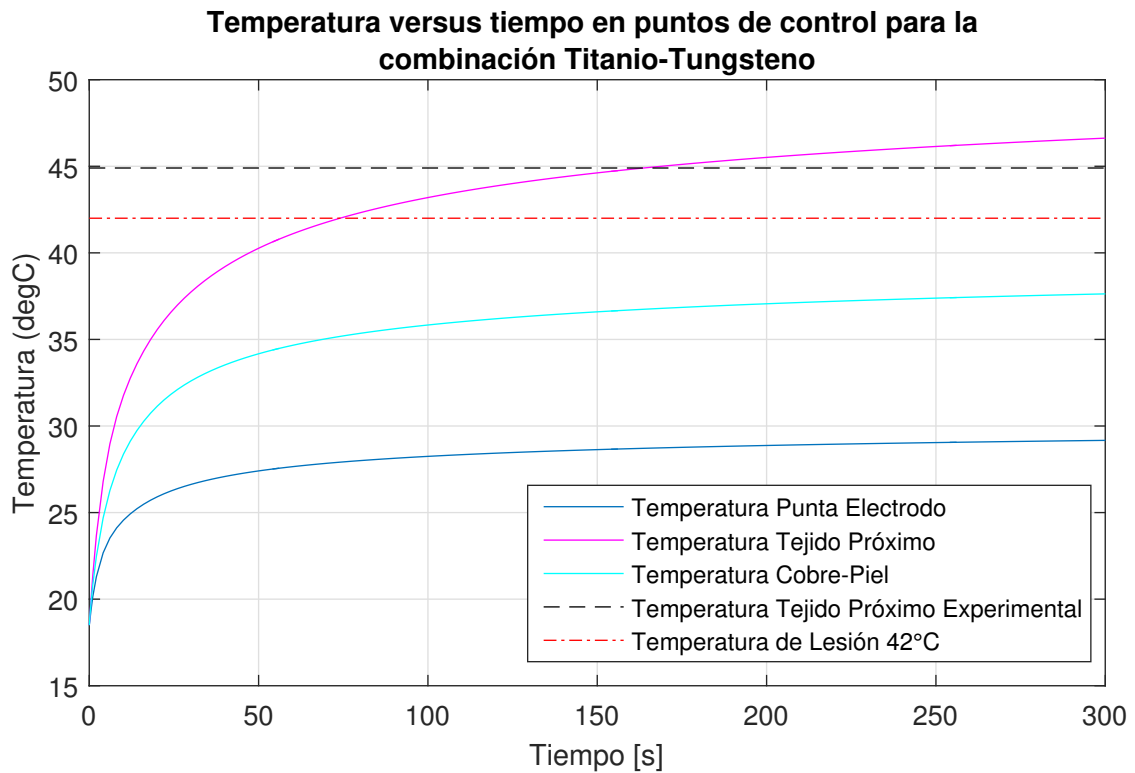


Figura 5.13: Temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Tungsteno para parámetros estándar de RFP. Se estima que la lesión ocurriría a los 75 [s] de aplicación.

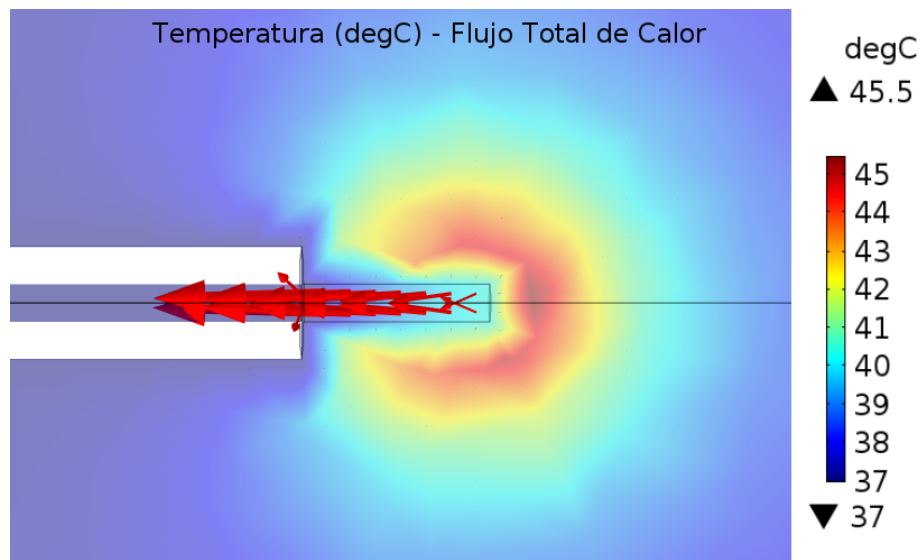


Figura 5.14: Distribución de temperatura para la combinación Titanio-Tungsteno sobre tejido muscular al aplicar parámetros estándar de RFP. Se muestra la distribución obtenida para los tiempo 75 [s] (A) cuando se alcanzaría la temperatura de lesión y 164 [s] (B) cuando se alcanza la temperatura experimental.

La Figura 5.15 muestra cómo efectivamente se alcanzaría la temperatura de lesión en tejido medular a los 12 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar por lo que la combinación Titanio-Tungsteno se vuelve una opción factible para crea un electrodo implantable.

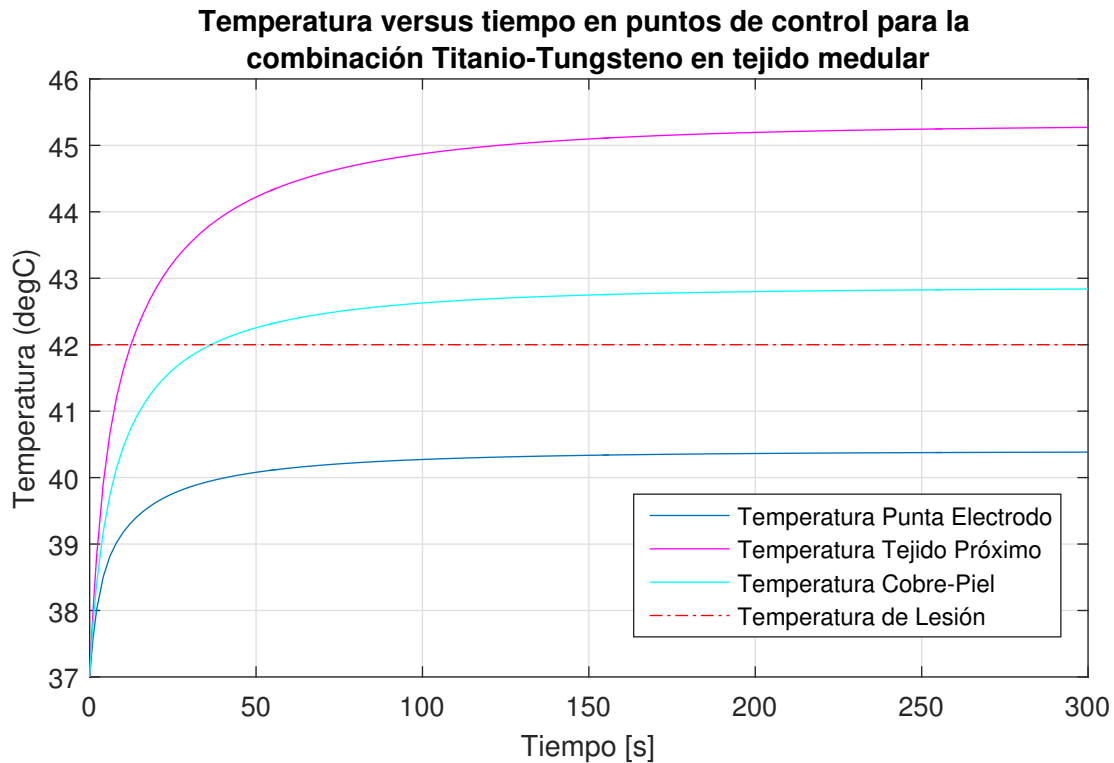


Figura 5.15: Temperatura versus tiempo para la combinación Titanio-Tungsteno en tejido medular. La línea roja segmentada indica la temperatura cuando se produce lesión. La intersección de la curva de la temperatura del tejido próximo y la curva de la temperatura de lesión muestra el tiempo en el cual se produciría la lesión sobre este tejido.

También se puede apreciar que la temperatura en la interfaz cobre-piel supera los 42°C . Sin embargo, no supera la temperatura límite de 44°C [19] para generar una lesión en dicho tejido, por lo cual seguiría siendo un procedimiento seguro para un potencial paciente.

Con los resultados expuestos se puede proponer la utilización de la combinación Titanio-Tungsteno para la aplicaciones de RFP bajo parámetros estándar con el objetivo de eliminar el dolor crónico, ya que se alcanza la temperatura necesaria para producir la lesión y a su vez no representa un riesgo de quemadura para la piel, al menos de forma preliminar. Se recomienda contrastar estos resultados con pruebas experimentales en tejido medular.

La distribución de temperatura en el tejido medular se puede observar en la Figura 5.16. Se aprecia que en este caso también se obtiene una geometría diferente a lo esperado ya que existe una fuga de calor hacia el cuerpo del electrodo.

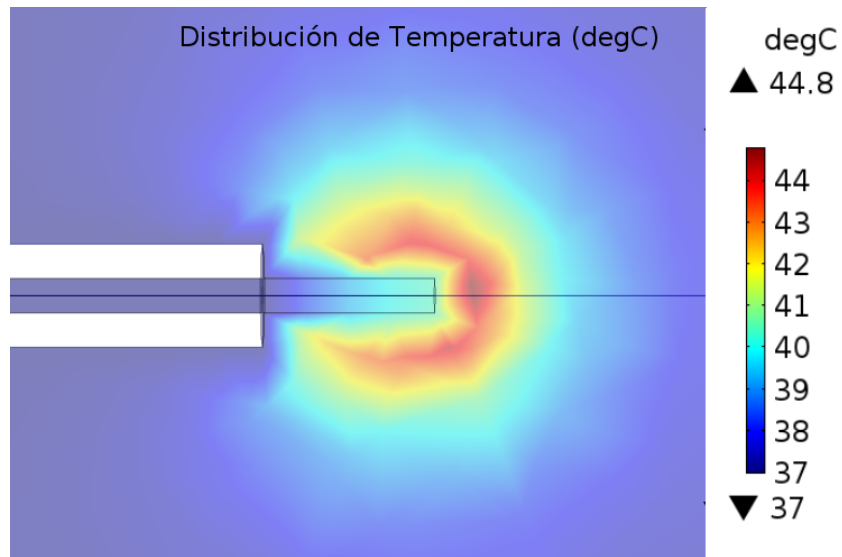


Figura 5.16: Distribución de temperatura en la médula al utilizar un electrodo compuesto de Titanio y Tungsteno.

5.5. Análisis

La Tabla 5.9 muestra una comparación entre los resultados experimentales y teóricos para la combinación Titanio-Titanio. Específicamente, se evaluará la temperatura en el Tejido Próximo (a 1 [mm] de la punta del electrodo) y la temperatura en la interfase Cobre-Piel.

Tabla 5.9: Resultados experimentales y teóricos para la combinación Titanio-Titanio bajo condiciones estándar de RFP.

Punto de Control	$T_{experimental}(240s)$	$T_{teorica}(240s)$	Diferencia $^{\circ}C$
Temperatura Tejido Próximo	$36.5^{\circ}C$	$36.6^{\circ}C$	-0.1
Temperatura Cobre-Piel	$35.8^{\circ}C$	$34.1^{\circ}C$	1.7

Los resultados indican que existe una diferencia de $0.1^{\circ}C$ en la temperatura del tejido próximo al comparar la temperatura experimental con la teórica. A su vez, la temperatura cobre-piel posee una diferencia de $1.7^{\circ}C$. Al calcular de desviación estándar de los datos experimentales, se ha obtenido un error de $\pm 1.4^{\circ}C$ el cual es inferior al error de la interfase cobre-piel. Esto quiere decir que el error que predomina es el error de medición, esto se puede deber a que existe un sesgo al realizar las mediciones experimentales.

En cuanto a los resultados obtenidos con la combinación Titanio-Tungsteno se han obtenido los resultados de la Tabla 5.10.

Tabla 5.10: Resultados para la combinación Titanio-Tungsteno aislado bajo parámetros estándar durante 180 [s] de aplicación.

Punto de Control	$T_{experimental}(180s)$	$T_{teorica}(180s)$	Diferencia $^{\circ}C$
Temperatura Tejido Próximo	$44.9^{\circ}C$	$45.2^{\circ}C$	0.3
Temperatura Cobre-Piel	$36.9^{\circ}C$	$35.9^{\circ}C$	1

En este caso, la diferencia entre la temperatura teórica y experimental para el tejido próximo es de $0.3^{\circ}C$ y para la interfaz cobre-piel es de $1^{\circ}C$, mientras que la desviación estándar es de $\pm 1.6^{\circ}C$. Con estos resultados se obtiene que el error en este caso es de $\pm 1.6^{\circ}C$.

5.6. Comportamiento del Acero Inoxidable 316LVM

De forma adicional a los estudios realizados se ha evaluado el acero inoxidable 316LVM como propuesta de electrodo implantable y receptor electrodo. Sus excelentes propiedades conductoras, su resistencia a la corrosión y su ausencia de fase magnética lo hacen un material altamente apropiado para este tipo de aplicaciones.

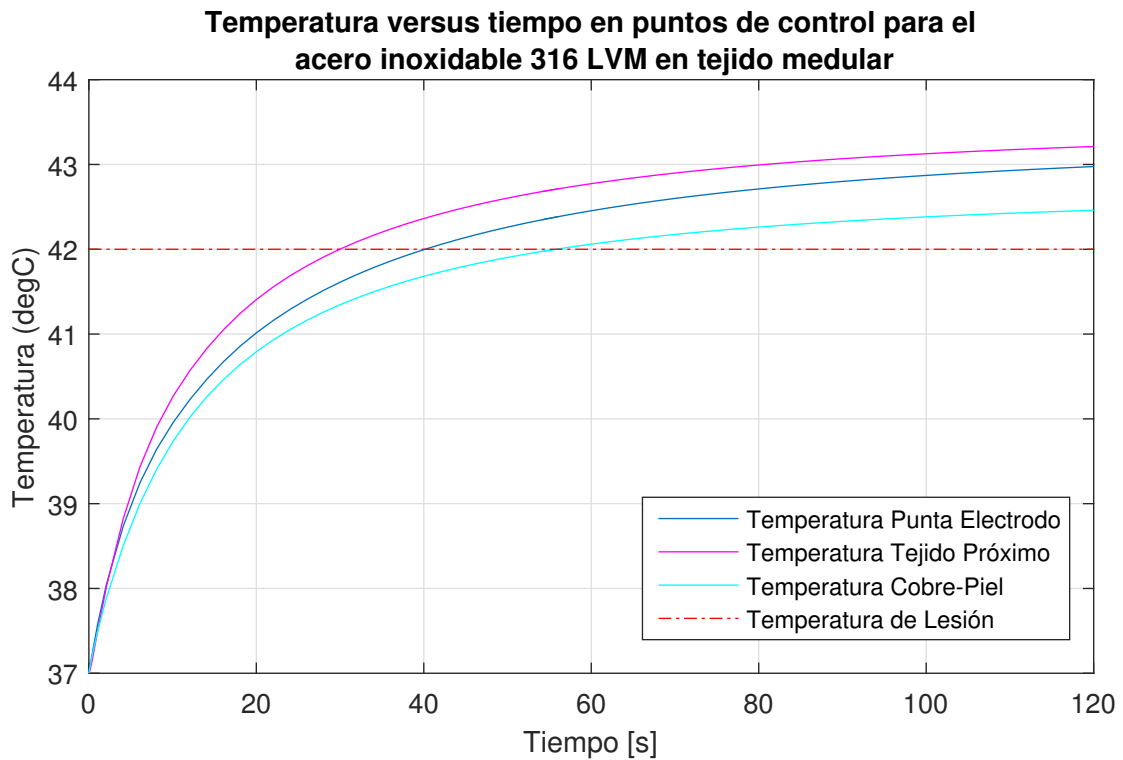


Figura 5.17: Temperatura versus tiempo para 120 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar usando electrodo implantable y receptor electrodo de acero inoxidable 316 LVM.

Se puede observar en la Figura 5.17 que la temperatura de lesión es alcanzada a los 30 [s] de aplicación de RFP. También se puede apreciar que en esta oportunidad las 3 curvas de temperatura poseen un comportamiento similar. Esto se puede deber a que se están utilizando sólo aceros inoxidables como electrodos cuyas propiedades térmicas y eléctricas son muy semejantes.

La temperatura de la interfaz cobre-piel no representaría un problema ya que para esta configuración no se alcanza la temperatura de lesión cutánea.

Según los resultados expuestos, el acero inoxidable 316LVM representa una opción factible para un electrodo implantable y receptor electrodo ya que se alcanza la temperatura de lesión en 30 [s] de aplicación de RFP y no representa ningún riesgo de lesión en la piel del potencial paciente.

La Figura 5.18 muestra la distribución de temperatura alcanzada al utilizar el electrodo de acero inoxidable 316 LVM. Se observa que la lesión vuelve a adquirir una forma circular

semejante a la obtenida por el Titanio. Sin embargo, a diferencia del último material, el acero logra alcanzar la temperatura de lesión para el tejido circundante.

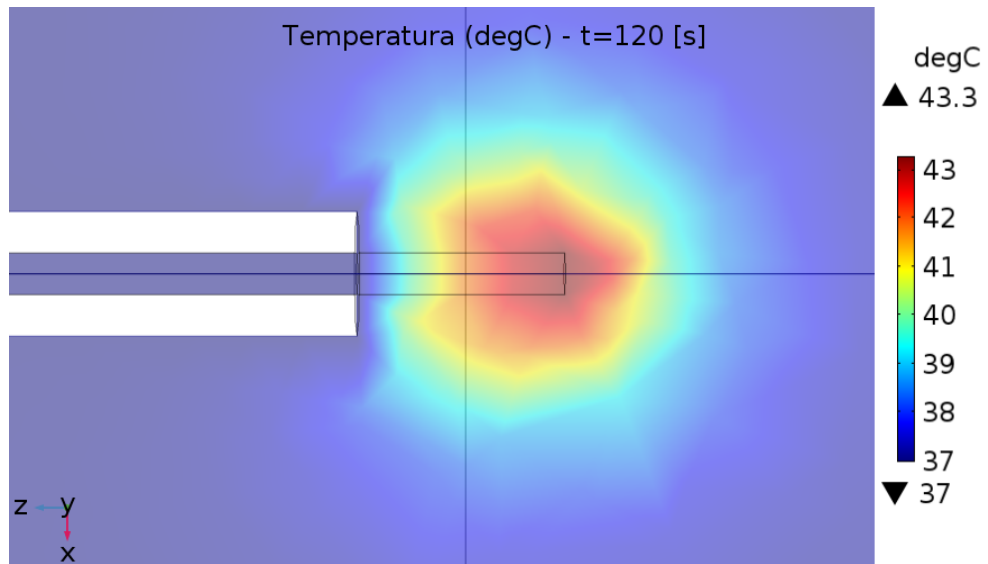


Figura 5.18: Distribución de temperatura para el acero inoxidable 316 LVM luego de 120 [s] de aplicación de RFP con parámetros estándar de RFP sobre tejido medular.

5.7. Conclusiones del Modelo

Dentro de las conclusiones más destacables sobre los resultados ya expuestos se encuentra lo siguiente:

- La combinación Titanio-Titanio como *Receptor Electrodo y Electrodo Implantable* no es una opción factible para crear un electrodo implantable en tejido muscular ya que no logra alcanzar la temperatura necesaria para producir la lesión bajo ninguna de las configuraciones de RFP probadas.
- La combinación Titanio-Titanio tampoco es factible para aplicaciones de RFP en tejido medular debido a que la temperatura de lesión no es alcanzada.
- Al utilizar la combinación Titanio-Tungsteno como *Receptor Electrodo y Electrodo Implantable* bajo parámetros estándar de RFP aplicada en tejido medular, se ha demostrado que ésta alcanza la temperatura necesaria para producir la lesión. Por ello puede ser considerada para aplicaciones en tejido medular.
- Se ha evaluado la combinación Titanio-Tungsteno en tejido modular con parámetros estándar de RFP lo cual ha entregado resultados positivos, alcanzando la temperatura de lesión a sólo 12 [s] de aplicación de RFP.
- La temperatura alcanzada por la piel al utilizar la combinación Titanio-Tungsteno supera los $42^{\circ}C$, sin embargo, no alcanza la temperatura de lesión de piel por lo cual sigue siendo una opción factible para electrodo implantable.
- El acero inoxidable 316LVM es una opción de material con alto potencial para desarrollar un electrodo implantable ya que alcanza la temperatura de lesión en un tiempo aceptable y no representa ningún riesgo adicional para la piel.
- El modelo de transferencia térmica para un electrodo implantable se encuentra validado con resultados experimentales con un error de $\pm 1.6^{\circ}C$.

Conclusión

El principal objetivo de este trabajo ha sido crear un modelo de transferencia de calor que permita predecir el comportamiento térmico de un nuevo modelo de electrodo para tratamientos de dolor crónico. Este modelo de electrodo se caracteriza por ser implantable y capaz de transmitir radiofrecuencia pulsada hacia el tejido objetivo a lesionar.

Para crear un modelo que cumpla con este objetivo se ha desarrollado inicialmente un modelo de transferencia térmica que simule el comportamiento de un electrodo convencional de tal forma que este modelo ha permitido calibrar y determinar los parámetros más influyentes de estimulación. De este modelo se desprende que el ancho de pulso y el voltaje aplicado han sido los parámetros más influyentes en la temperatura alcanzada por el tejido.

En base al modelo de electrodo convencional se ha creado el modelo de electrodo implantable para determinar si la temperatura necesaria para lesionar el tejido es alcanzada para dos combinaciones de materiales para electrodos. Con este modelo se ha determinado que la combinación Titanio-Titanio no es una opción viable teóricamente para la fabricación de este electrodo. Este resultado ha sido respaldado con pruebas experimentales determinando que no es factible técnicamente. Por otro lado, la combinación Titanio-Tungsteno ha demostrado ser una opción factible ya que tanto experimental como teóricamente se ha alcanzado la temperatura de lesión con un error de $\pm 1.6^{\circ}C$. Sin embargo, sobre el Tungsteno existen estudios divididos sobre su posible degradación dentro del cuerpo humano.

Debido a la incertidumbre sobre el comportamiento del Tungsteno dentro del cuerpo humano, se ha estudiado un nuevo acero inoxidable conocido como 316 LVM, el cual posee todas las propiedades térmicas, eléctricas y mecánicas de los aceros inoxidables pero no posee una fase magnética, lo cual es una propiedad deseada para un electrodo implantable. Este acero ha sido evaluado mediante el modelo de electrodo implantable obteniendo resultados positivos alcanzando la temperatura de lesión en tan solo 12 segundos de aplicación de RFP.

Se ha logrado cumplir con los objetivos determinados en el presente trabajo, creando un modelo de transferencia de calor que logra simular el comportamiento de un electrodo implantable para diferentes combinaciones de materiales para electrodos y parámetros de radiofrecuencia pulsada.

Glosario

Artritis Inflamación de las articulaciones. 8

cortex cerebral Tejido nervioso que cubre la superficie de los hemisferios cerebrales. 15

ex vivo Se refiere a experimentos o medidas realizadas en o sobre tejidos biológicos de un organismo en un ambiente artificial fuera del organismo con alteraciones mínimas de las condiciones naturales. 20

Gota La gota es una enfermedad producida por una acumulación de cristales de urato monosódico (sal derivada del ácido úrico) en distintas partes del cuerpo, sobre todo en las articulaciones, tejidos blandos y riñones. 8

Nociceptores Neuronas sensitivas especiales que responden a estímulos dolorosos que luego son transmitidos a zonas más centrales del sistema nervioso. 3

perfusión Inyección larga y progresiva de un líquido en el cuerpo por vía intravenosa. 14

Régimen Senoidal Permanente Es el régimen en el cual la variabilidad temporal de los campos electromagnéticos esta definida por una senoide con una frecuencia determinada. Régimen ampliamente utilizado en aplicaciones de ingeniería. 12

Reumatismo Conjunto de enfermedades que se caracterizan por provocar inflamación, degeneración o alteraciones de los tejidos que forman los músculos y los tendones, produciendo dolor, rigidez y limitación de los movimientos. 8

Síndrome de Desafereñciación o Síndrome del Cautiverio. Se refiere a la incapacidad de una persona para comunicarse o realizar cualquier acto motor. Se debe a una paralización de casi todos los músculos voluntarios del cuerpo. 7

Bibliografía

- [1] Ametek. Alloy 316lvm, 2017. [Online; accessed Diciembre, 2017].
- [2] J. de Andrés, G. Roca, A. Perucho, C. Nieto, and D. López. Generadores de radiofrecuencia disponibles en el mercado español. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 19(3):157–164, 2012.
- [3] J M. Lucha López O. Jiménez Lasanta A I. Domínguez Oliván P. Arranz Álvarez, A B. Tricás Moreno. Pain’s neurophysiology: theoretical fundamental of the physiotherapics process. «a dare for the scientific physiotherapy». *Fisioterapia*, 21(2):73–87, 2006.
- [4] Nikolai Bogduk. Pulsed radiofrequency. *Pain Medicine*, 7(5):396–407, 2006.
- [5] Myron L. Cohen. Measurement of the thermal properties of human skin. a review. *Journal of Investigative Dermatology*, 69(3):333 – 338, 1977.
- [6] COMSOL INC. Hepatic tumorablation, 2016. [Online; accessed Marzo, 2017].
- [7] Eric R. Cosman, Jr. and Eric R. Cosman, Sr. Electric and thermal field effects in tissue around radiofrequency electrodes. *Pain Medicine*, 6(6):405–424, 2005.
- [8] Dr. Daniel Arbaiza Aldazabal. Neurofisiología del dolor, 2017. [Online; accessed Noviembre, 2017].
- [9] Dr. R.E. Pope. Spinal cord stimulation devices, 2017. [Online; accessed Mayo 24, 2017].
- [10] M E. Sluijter, E.R. Cosman, W.B. Rittman III, and M Van Kleef. The effects of pulsed radiofrequency fields applied to the dorsal root ganglion: A preliminary report. 11:109–117, 01 1998.
- [11] S Gabriel, R W Lau, and C Gabriel. The dielectric properties of biological tissues: Ii. measurements in the frequency range 10 hz to 20 ghz. *Physics in Medicine & Biology*, 41(11):2251, 1996.
- [12] B.O. García. *Fundamentos de Electromagnetismo: Iniciación al Cálculo Numérico en Electromagnetismo*. Departamento de Electromagnetismo y Física de la Materia. Universidad de Granada, 2005.
- [13] M. García Bach. Indicaciones y técnicas aplicadas al tratamiento de dolor crónico y

- dolor neuropático. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 26(3):149–154, 2011.
- [14] Jos W.M. Geurts. Radiofrequency lesioning of dorsal root ganglia for chronic lumbosacral radicular pain: a randomised, double-blind, controlled trial. *The Lancet*, 361(9351):21–26, 2003.
- [15] F.J. Gil Mur, J.M. Manero Planella, and D. Rodríguez Rius. *Aleaciones ligeras*. e-politext. Universitat Politecnica de Catalunya. Iniciativa Digital Politecnica, 2004.
- [16] Goodfellow. Catálogo en línea, 2016. [Online; accessed Marzo, 2017].
- [17] Lifei Guo, Nicole J. Kubat, and Richard A. Isenberg. Pulsed radio frequency energy (prfe) use in human medical applications. *Electromagnetic Biology and Medicine*, 30(1):21–45, 2011. PMID: 21554100.
- [18] A. W. Guy. History of biological effects and medical applications of microwave energy. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 32(9):1182–1200, Sep 1984.
- [19] R J Schwartz, C N Chirino, S V Sáenz, and T V Rodríguez. Algunos aspectos del manejo del paciente quemado en un servicio de cirugía infantil: A propósito de 47 pacientes pediátricos. *ii. parte*. 89:165–173, 09 2008.
- [20] E.S. Krames, P.H. Peckham, and A.R. Rezai. *Neuromodulation*. Elsevier Science, 2009.
- [21] Susan Lord and Nikolai Bogduk. Radiofrequency procedures in chronic pain. 16:597–617, 01 2003.
- [22] Khalid Malik and Honorio T. Benzon. Radiofrequency applications to dorsal root ganglia a literature review. *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, 109(3):527–542, 2008.
- [23] N. Palastanga, D. Field, and R. Soames. *ANATOMÍA Y MOVIMIENTO HUMANO. ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO*. Paidotribo, 2007.
- [24] P. Hunter Peckham, D. Michael Ackermann, and Christa W. Moss. *The Role of Biomaterials in Stimulating Bioelectrodes*, pages 981–996. Elsevier Inc., 1 2013.
- [25] H. H. Pennes. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, 85(1):5–34, 1998.
- [26] Professional Pain Management Associates. Radiofrequency procedures, 2017. [Online; accessed Noviembre, 2017].
- [27] Prospector. Propiedades la silicona, 2016. [Online; accessed Diciembre, 2017].
- [28] LS Robblee and JD Sweeney. Bioelectrodes. *Biomaterials Science. London: Academic Press Ltd*, pages 371–5, 1996.
- [29] S. Tungjitkusolmun, S. T. Staelin, D. Haemmerich, Jang-Zern Tsai, Hong Cao, J. G. Webster, F. T. Lee, D. M. Mahvi, and V. R. Vorperian. Three-dimensional finite-element

- analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(1):3–9, Jan 2002.
- [30] Ramakrishna Venugopalan and Ideker. *Bioelectrodes*, pages 957–966. Elsevier Inc., 1 2013.
- [31] C.M. Villoria. *Dolor Crónico - 4 volúmenes*. Arán Ediciones, 2007.
- [32] L W Organ. Electrophysiologic principles of radiofrequency lesion making. 39:69–76, 01 1976.
- [33] Silvina Waldman, Hugo Grancelli, Bettina Yaman, and Hernán Cohen Arazi. Normas de seguridad para el uso de resonancia magnética en pacientes con dispositivos cardiovasculares. 71:78–82, 02 2011.
- [34] Matthias Winkelmuller and Wolfhard Winkelmuller. Long-term effects of continuous intrathecal opioid treatment in chronic pain of nonmalignant etiology. *Journal of Neurosurgery*, 85(3):458–467, 1996. PMID: 8751633.

Apéndice A

Propiedades Modelo de Cosman y Supan

Tabla A.1: Propiedades utilizadas para modelo de comportamiento de RF y RFP realizado por Cosman et al. (2005).

Material	Propiedad	Valor	Unidades
Hígado	Capacidad Calórica C_p	3400	$J/kg^\circ C$
	Densidad ρ	1000	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.29	S/m
	Permitividad Relativa ε	2000	-
	Conductividad Térmica k	1.2	$W/m^\circ C$
	Perfusión Sanguínea ω_b	10	kg/m^3s
Aislante	Capacidad Calórica C_p	3400	$J/kg^\circ C$
	Densidad ρ	800	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0	S/m
	Permitividad Relativa ε	2.7	-
	Conductividad Térmica k	0.01	$W/m^\circ C$
Acero Inoxidable	Capacidad Calórica $C_{p(ss)}$	500	$J/kg^\circ C$
	Densidad ρ_{ss}	7900	kg/m^3
	Conductividad Térmica k_{ss}	15	$W/m^\circ C$

Tabla A.2: Propiedades utilizadas para modelo de Supa et al.(2002).

Material	Propiedad	Valor	Unidades
Electrodos Ni-Ti	Capacidad Calórica C_p	840	J/kgK
	Densidad ρ	6450	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1×10^8	S/m
	Conductividad Térmica k	18	W/mK
Trocar de Acero Inoxidable	Capacidad Calórica C_p	132	J/kgK
	Densidad ρ	21500	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	4×10^6	S/m
	Conductividad Térmica k	71	W/mK
Aislante Poliuretano	Capacidad Calórica C_p	1045	J/kgK
	Densidad ρ	70	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	10^{-5}	S/m
	Conductividad Térmica k	0.026	W/mK
Tejido Hepático	Capacidad Calórica C_p	3600	J/kgK
	Densidad ρ	1060	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.333	S/m
	Conductividad Térmica k	0.512	W/mK
Sangre	Capacidad Calórica C_p	4180	J/kgK
	Densidad ρ	1000	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.667	S/m
	Conductividad Térmica k	0.543	W/mK
	Perfusión	6.4×10^{-3}	$1/s$

Apéndice B

Propiedades Modelo Electrodo Convencional de RFP

Tabla B.1: Propiedades del tejido biológico utilizado en el modelo de electrodo convencional. Propiedades obtenidas de la base de datos de COMSOL salvo la médula espinal.

Tejido Biológico			
Material	Propiedad	Valor	Unidades
Tejido Hepático	Capacidad Calórica C_p	3540	J/kgK
	Densidad ρ	1079	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.333	S/m
	Conductividad Térmica k	0.512	W/mK
	Permitividad Relativa ϵ_r	64.21	-
Músculo	Capacidad Calórica C_p	3421	J/kgK
	Densidad ρ	1090	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.97	S/m
	Conductividad Térmica k	0.49	W/mK
	Permitividad Relativa ϵ_r	64.21	-
Médula Espinal [11]	Capacidad Calórica C_p	3630	J/kgK
	Densidad ρ	1075	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1.11×10^{-1}	S/m
	Conductividad Térmica k	0.51	W/mK
	Permitividad Relativa	1.49×10^3	-
Sangre	Capacidad Calórica C_p	4180	J/kgK
	Densidad ρ	1000	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.667	S/m
	Conductividad Térmica k	0.543	W/mK
	Perfusión	6.4×10^{-3}	$1/s$

Tabla B.2: Propiedades utilizadas para modelo de electrodo convencional.

Electrodo			
Acero Inoxidable [7]	Capacidad Calórica C_p	500	J/kgK
	Densidad ρ	7900	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1×10^8	S/m
	Conductividad Térmica k	15	W/mK
	Permitividad Relativa	1	-
Ni-Ti	Capacidad Calórica C_p	840	J/kgK
	Densidad ρ	6450	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1×10^8	S/m
	Conductividad Térmica k	18	W/mK
	Permitividad relativa ε_r	1.002	-

Tabla B.3: Propiedades del aislante utilizado en el modelo convencional.

Aislante			
Silicona	Capacidad Calórica C_p	1045	J/kgK
	Densidad ρ	70	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1×10^5	S/m
	Conductividad Térmica k	0.026	W/mK
	Permitividad Relativa	2.65	-

Apéndice C

Propiedades Modelo Electrodo Implantable de RFP

Tabla C.1: Propiedades de los tejidos biológicos del modelo de electrodo implantable.

Tejido Biológico			
Material	Propiedad	Valor	Unidades
Médula de humano	Capacidad Calórica C_p	3630	J/kgK
	Densidad ρ	1075	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1.11×10^{-1}	S/m
	Conductividad Térmica k	0.51	W/mK
	Permitividad Relativa	1.49×10^3	-
Piel de humano [11]	Capacidad Calórica C_p	3391	J/kgK
	Densidad ρ	1109	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	9.91×10^{-1}	S/m
	Conductividad Térmica k	0.37	W/mK
	Permitividad Relativa ϵ_r	7.29×10^1	-
Músculo de cerdo [5]	Capacidad Calórica C_p	3421	J/kgK
	Densidad ρ	1090	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.97	S/m
	Conductividad Térmica k	0.49	W/mK
	Permitividad Relativa ϵ_r	64.21	-
Piel de cerdo [5]	Capacidad Calórica C_p	3421	J/kgK
	Densidad ρ	1090	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.97	S/m
	Conductividad Térmica k	0.49	W/mK
	Permitividad Relativa ϵ_r	64.21	-
Sangre	Capacidad Calórica C_p	4180	J/kgK
	Densidad ρ	1000	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	0.667	S/m
	Conductividad Térmica k	0.543	W/mK
	Perfusión	6.4×10^{-3}	$1/s$

Tabla C.2: Propiedades utilizadas para modelo de electrodo implantable.

Electrodo			
Acero Inoxidable	Capacidad Calórica C_p	500	J/kgK
	Densidad ρ	7900	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1×10^8	S/m
	Conductividad Térmica k	15	W/mK
	Permitividad relativa ε_r	1	-
Tungsteno [16]	Capacidad Calórica C_p	130	J/kgK
	Densidad ρ	19300	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1.8×10^7	S/m
	Conductividad Térmica k	173	W/mK
	Permitividad Relativa ε_r	1	-
Titanio puro [15]	Capacidad Calórica C_p	523	J/kgK
	Densidad ρ	45000	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	2.09×10^6	S/m
	Conductividad Térmica k	21.9	W/mK
	Permitividad relativa ε_r	1	-

Tabla C.3: Propiedades del recubrimiento de Silicona. Valores obtenidos de la librería de materiales de COMSOL y de Prospector [27]

Aislante			
Silicona	Capacidad Calórica C_p	1045	J/kgK
	Densidad ρ	70	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	1×10^{-5}	S/m
	Conductividad Térmica k	0.026	W/mK
	Permitividad Relativa ε_r	2.65	-

Tabla C.4: Propiedades de la placa conductora ubicada entre el electrodo externo y la piel. Los valores han sido obtenidos de la librería de materiales de COMSOL.

Placa Conductora			
Cobre corriente	Capacidad Calórica C_p	390	J/kgK
	Densidad ρ	8960	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	58.1×10^9	S/m
	Conductividad Térmica k	385	W/mK
	Permitividad Relativa ε_r	1	-

Tabla C.5: Propiedades del acero inoxidable 316 LVM. Valores obtenidos de Ametek Fine Tubes [1].

Electrodo			
Material	Propiedad	Valor	Unidades
Acero Inoxidable 316 LVM	Capacidad Calórica C_p	500	J/kgK
	Densidad ρ	7990	kg/m^3
	Conductividad Eléctrica σ	13.51×10^6	S/m
	Conductividad Térmica k	16.3	W/mK
	Permitividad Relativa ϵ_r	1	-