



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN BIOELECTRÓNICA

**Modelado y generación de patrones de señales eléctricas para
estudios de propagación en tejidos biológicos mediante
simulación.**

Tesis que presenta

Scarlet del Carmen Bravo Ramos

Para obtener el grado de

Maestra en Ciencias

En la especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de la Tesis: Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez

Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico brindado durante la realización del presente proyecto.

Agradezco al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV – IPN) por brindarme la oportunidad de continuar con mis estudios superiores entre sus aulas.

Agradezco al Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez por la confianza, por la guía, asesoría y dirección, por el apoyo y sobre todo por el crecimiento tanto académico como personal que me brindo. Agradezco al Ing. Eladio Cardiel Pérez por todos sus consejos y enseñanzas.

Agradezco a mi mamá Elizabeth Ramos por siempre apoyarme y no dejar que nunca me rindiera.

Agradezco a mi hermano Jesús Bravo por siempre estar para mi apoyándome.

A mis seres queridos que están en el cielo.

Agradezco a mi amiga Paz Triana por apoyarme en todo y estar conmigo cuando lo necesite. Y a mis compañeros de maestría que me apoyaron en lo necesario.

Contenido

Contenido de Figuras y Tablas	vi
Resumen.....	ix
Abstract.....	x
Capítulo 1. Introducción.....	1
1.1 Planteamiento del Problema	1
1.2 Objetivo General	2
1.3 Objetivos Específicos.....	2
Capítulo 2. Antecedentes y Estado del Arte.....	3
2.1 Señal Eléctrica	3
2.2 Señales periódicas.....	3
2.2.1 Características particulares de las señales periódicas	4
2.3 Señales de prueba.....	5
2.3.1 Señal sinusoidal	5
2.3.2 Señal rectangular.....	5
2.3.3 Señales triangulares	7
2.4 Transmisión y recepción.....	8
2.5 Modulación de amplitud.....	8
2.6 Los campos bioeléctricos	9
2.6.1 Actividad endógena y CE	9
2.7 Tejidos	10
2.7.1 Tipos de tejidos.....	11
2.7.1.1 Tejido epitelial	12
2.7.1.2 Tejido Conectivo.....	12
2.7.1.3 Tejido muscular.....	13
2.7.1.4 Tejido nervioso	14
2.8 Estado del arte	15
2.8.1 Electroodos.....	16
2.8.1.1 Electroodos de superficie	16
Capítulo 3. Metodología.....	18

3.1 Elaboración del modelo eléctrico del tejido biológico	18
3.1.1 Electrodo y la interfaz electrodo-piel.	19
3.1.2 Piel	20
3.1.3 Grasa	21
3.1.4 Músculo	22
3.1.5 Hueso	24
3.2 Simulación	25
3.2.1 Estudios por capas individuales de la señal portadora	26
3.2.1.1 Interfaz electrodo-piel	26
3.2.1.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel	27
3.2.1.3 Electrodo-piel y las capas de grasa y músculo	27
3.2.1.4 Electrodo-piel y la capa del hueso	28
3.2.2 Estudios con capas sucesivas de la señal portadora	29
3.2.2.1 Interfaz electrodo-piel y las capas de la piel, grasa y músculo	29
3.2.2.2 Interfaz electrodo-piel y las capas de la piel, grasa, músculo y hueso	29
3.2.3 Diferencia de potencial a través de las etapas de circuito eléctrico correspondientes a las capas de tejido como respuesta a la excitación de la señal portadora.	30
3.2.4 Señal modulada	33
Capítulo 4: Resultados	36
4.1 Señal moduladora de tipo sinusoidal	36
4.1.1 Interfaz electrodo-piel	36
4.1.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel	37
4.1.3 Interfaz electrodo-piel y la capa grasa-músculo	39
4.1.4 Interfaz electrodo-piel y la capa del hueso	40
4.1.5 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel, grasa y músculo	42
4.2 Señal modulada de tipo triangular.	43
4.2.1 Interfaz electrodo-piel	43
4.2.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel	45
4.2.3 Interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa y músculo	46

4.2.4 Interfaz electrodo-piel y la capa del hueso	48
4.2.5 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel, grasa y músculo	49
4.3 Señal modulada de tipo rectangular	51
4.3.1 Interfaz electrodo-piel	51
4.3.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel	52
4.4.4 Interfaz electrodo-piel y la capa del hueso	55
4.4.6 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel, grasa, músculo y hueso	56
Capítulo 5: Conclusiones y Perspectivas	59
Referencias	60

Contenido de Figuras y Tablas

FIG. 1 SEÑAL PERIÓDICA.	3
FIG. 2. PARÁMETROS DE UNA SEÑAL PERIÓDICA.	4
FIG. 3 DESFASE ENTRE SEÑALES.....	4
FIG. 4 SEÑAL DE PRUEBA SINUSOIDAL Y COSENOIDAL.....	5
FIG. 5 SEÑAL DE PRUEBA RECTANGULAR BIPOLAR.....	6
FIG. 6 SEÑAL DE PRUEBA RECTANGULAR MONOPOLAR.	6
FIG. 7 SEÑALES DE PRUEBA TRIANGULAR Y DIENTE DE SIERRA.	7
FIG. 8 ESPECTRO DE FRECUENCIA, MAGNITUD Y FASE DE UNA SEÑAL TRIANGULAR [8]	8
FIG. 9 DIAGRAMA REPRESENTATIVO DE LA ACTIVIDAD ENDÓGENA BIOELÉCTRICA. [12]	10
FIG. 10 NIVELES DE ORGANIZACIÓN ESTRUCTURAL DEL CUERPO HUMANO. [13]	11
FIG. 11 TIPOS DE TEJIDOS. [13].....	11
FIG. 12 CÉLULAS EPITELIALES [13]	12
FIG. 13 PRINCIPALES TEJIDOS ANIMALES. [13]	13
FIG. 14 CÉLULAS DE TEJIDOS ANIMALES [13].....	14
FIG. 15 DIAGRAMA DE UNA NEURONA [13]	15
FIG. 16. ELECTRODO DE PLACAS METÁLICAS [16].....	17
FIG. 17. CIRCUITO ELÉCTRICO EQUIVALENTE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL [17, 21, 18].	20
FIG. 18. CIRCUITO ELÉCTRICO EQUIVALENTE DE LA CAPA DE LA PIEL. A Y B REPRESENTAN LA CAPA DE LA PIEL VISTA DESDE CADA ELECTRODO Y C REPRESENTA LA VASCULARIZACIÓN SANGUÍNEA AL FINAL DE LA CAPA [17, 21].....	20
FIG. 19. CIRCUITO ELÉCTRICO EQUIVALENTE DE LA PIEL CON LOS VALORES CORRESPONDIENTES. DONDE R7 REPRESENTA LA VASCULARIZACIÓN SANGUÍNEA AL FINAL DE LA CAPA [1].....	21
FIG. 20. CIRCUITO ELÉCTRICO EQUIVALENTE DE LA CAPA DE LA GRASA.	21
FIG. 21. CILINDRO EQUIVALENTE A LA CAPA DE LA GRASA.	22
FIG. 22. CIRCUITO EQUIVALENTE DE UNA SECCIÓN DE LA GRASA.	22
FIG. 23. CIRCUITO EQUIVALENTE DE UNA SECCIÓN CILÍNDRICA DE LA CAPA DEL MÚSCULO. R ₁ Y R ₂ REPRESENTAN LA CAPA DEL MÚSCULO Y R ₃ REPRESENTA LA CAPA DE VASCULARIZACIÓN DEL TEJIDO.....	23
FIG. 24. CILINDRO EQUIVALENTE DE LA CAPA DEL MÚSCULO	23
FIG. 25. CIRCUITO EQUIVALENTE UNA SECCIÓN CILÍNDRICA DEL MÚSCULO CON LOS VALORES CALCULADOS. R ₁₂ REPRESENTA LA VASCULARIZACIÓN DE ESTA CAPA.	24
FIG. 26. CIRCUITO EQUIVALENTE DE LA CAPA DEL HUESO. LOS ARREGLOS RESISTENCIA-CAPACITOR SON REPRESENTATIVOS LA CAPA DEL HUESO VISTA Y LA RESISTENCIA R ₁ REPRESENTA LA VASCULARIZACIÓN MUSCULAR.	24
FIG. 27. CILINDRO EQUIVALENTE A LA CAPA DEL HUESO.....	25
FIG. 28. CIRCUITO EQUIVALENTE DE LA CAPA DEL HUESO CON LOS VALORES CALCULADOS. [25]	25
FIG. 29 CIRCUITO DE LA INTERFAZ ELECTRODO PIEL CON LA EVALUACIÓN DE LA SEÑAL SINUSOIDAL.....	26
FIG. 30 CIRCUITO DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL (RECTÁNGULO VERDE) Y LA CAPA DE LA PIEL (RECTÁNGULO MORADO) CON LA EVALUACIÓN DE LA SEÑAL SINUSOIDAL.....	27
FIG. 31 CIRCUITO DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL (RECTÁNGULO VERDE) Y LA CAPA DE LA GRASA Y EL MÚSCULO (RECTÁNGULO NARANJA) CON LA EVALUACIÓN DE LA SEÑAL SINUSOIDAL.	28
FIG. 32 CIRCUITO DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL (RECTÁNGULO VERDE) Y LA CAPA DEL HUESO (RECTÁNGULO ROSA) CON LA EVALUACIÓN DE LA SEÑAL SINUSOIDAL.	28
FIG. 33 CIRCUITO DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL (RECTÁNGULO VERDE) Y LA CAPA DE LA PIEL (RECTÁNGULO MORADO), GRASA Y MÚSCULO (RECTÁNGULO NARANJA) CON LA EVALUACIÓN DE LA SEÑAL SINUSOIDAL.	29
FIG. 34 CIRCUITO DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL (RECTÁNGULO VERDE) Y LA CAPA DE LA PIEL (RECTÁNGULO MORADO), GRASA, MÚSCULO (RECTÁNGULO NARANJA) Y HUESO (RECTÁNGULO ROSA) CON LA EVALUACIÓN DE LA SEÑAL SINUSOIDAL.	30

FIG. 35 CIRCUITO EQUIVALENTE DEL TEJIDO BIOLÓGICO CON LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL UTILIZADO PARA DETERMINAR LA CAÍDA DE POTENCIAL.	31
FIG. 36 CAÍDAS DE POTENCIAL DEBIDAS A LOS EFECTOS DE LA TRANSMISIÓN DE SEÑALES ELÉCTRICAS A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LAS CAPAS DEL TEJIDO BIOLÓGICO PIEL, GRASA, MÚSCULO Y HUESO EN UN RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.....	32
FIG. 37 CAÍDAS DE POTENCIAL DEBIDAS A LOS EFECTOS DE LA TRANSMISIÓN DE SEÑALES ELÉCTRICAS A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LAS CAPAS DEL TEJIDO BIOLÓGICO PIEL, GRASA, MÚSCULO Y HUESO EN UN RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ	33
FIG. 38 MULTIPLICADOR ANALÓGICO DE BAJO COSTO AD633 EN SU FUNCIÓN DE MODULADOR DE AMPLITUD	34
FIG. 39 DEMODULADOR DETECTOR DE ENVOLVENTE. (A) DEMODULADOR PARA LA SEÑAL SINUSOIDAL, (B) DEMODULADOR PARA LA SEÑAL TRIANGULAR Y (C) DEMODULADOR PARA LA SEÑAL RECTANGULAR.	34
FIG. 40 CIRCUITO DEL TEJIDO BIOLÓGICO CON LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL, LA CAPA DE LA PIEL-MÚSCULO-GRASA-HUESO (RECTÁNGULO VERDE) CON LAS ETAPAS DE MODULACIÓN (RECTÁNGULO AZUL) Y DEMODULACIÓN (RECTÁNGULO MORADO).	35
FIG. 41 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.....	36
FIG. 42 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LA SEÑAL PORTADORA Y DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LA SEÑAL MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	37
FIG. 43 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.	38
FIG. 44 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	38
FIG. 45 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.....	39
FIG. 46 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	40
FIG. 47 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DEL HUESO. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.	41
FIG. 48 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DEL HUESO. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	42
FIG. 49 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE PIEL-GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.....	42
FIG. 50 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	43
FIG. 51 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.....	44
FIG. 52 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	45
FIG. 53 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL. RANGO DE 100 HZ A 1 KHZ.	45
FIG. 54 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL. RANGO DE 1 KHZ A 10 KHZ.	46

FIG. 55 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL-GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	47
FIG. 56 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL-GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	47
FIG. 57 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DEL HUESO. RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	48
FIG. 58 GRÁFICA DE LA CAÍDA DE POTENCIAL DE LA SEÑAL MODULADA TIPO TRIANGULAR DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DEL HUESO CON LA SEÑAL PORTADORA. EN UN RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	49
FIG. 59 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL-GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	50
FIG. 60 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO TRIANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	50
FIG. 61 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz. ...	51
FIG. 62 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz. ...	52
FIG. 63 GRÁFICA DE LA CAÍDA DE POTENCIAL DE LA SEÑAL MODULADA TIPO RECTANGULAR DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL CON LA SEÑAL PORTADORA. EN UN RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	53
FIG. 64 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	53
FIG. 65 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	54
FIG. 66 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	55
FIG. 67 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DEL HUESO. RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	55
FIG. 68 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DEL HUESO. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	56
FIG. 69 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO RECTANGULAR QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL-GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 100 Hz A 1 KHz.	57
FIG. 70 DIFERENCIA DE POTENCIAL DE LAS SEÑALES PORTADORA Y MODULADA TIPO SINUSOIDAL QUE MANIFIESTA LA PROPAGACIÓN A TRAVÉS DE LA INTERFAZ ELECTRODO-PIEL Y LA CAPA DE LA PIEL-GRASA-MÚSCULO. RANGO DE 1 KHz A 10 KHz.	57
TABLA 1. RANGO DE FRECUENCIAS CON EL MEJOR EFECTO DE PROPAGACIÓN EN LA CAPA DE LOS TEJIDOS BIOLÓGICOS	58

Resumen

Se han estudiado los eventos bioeléctricos en el cuerpo humano con la finalidad de entender cómo funcionan y como ocurren los procesos de conducción en los tejidos biológicos. Se sabe que las señales eléctricas sufren reducción en la amplitud, alteración de la forma de onda por fenómenos de filtraje y distorsión cuando se propagan por los tejidos biológicos, factores que pueden ocasionar que los tratamientos médicos con estimulación eléctrica no sean efectivos.

En el presente trabajo se estudian las características de las señales eléctricas para fines de propagación en tejidos biológicos. Se propone para esto, modelar un circuito eléctrico equivalente de la interfaz electrodo-piel y de las capas de los tejidos biológicos de piel-grasa-músculo-hueso. Se propone excitar estas estructuras mediante señales moduladas en amplitud, empleando diferentes formas de onda de señal como sinusoidal, triangular y rectangular a frecuencia variable con propósitos de evaluar su transmisión en los tejidos

Se implementaron los circuitos eléctricos equivalentes. Se calcularon los valores de las componentes de los circuitos, considerando materiales y dimensiones de los tejidos biológicos que conforman la estructura de la extremidad inferior del cuerpo humano. Los circuitos resultantes y la propagación de las señales eléctricas fueron simulados mediante el *software* Proteus

En este trabajo se determinaron por aproximación los parámetros de frecuencia y amplitud de señales que garantizan su transmisión desde la superficie de la piel hasta el tejido de interés, llevando la información mediante modulación en amplitud.

Abstract

Bioelectric events in the human body have been studied to understand how they work and how conduction processes occur in biological tissues. It is known that electrical signals suffer a reduction in amplitude, alteration of the waveform due to filtering and distortion phenomena when they propagate through biological tissues, factors that can cause medical treatments with electrical stimulation to be ineffective.

In the present work, the characteristics of electrical signals are studied to study propagation in biological tissues. For this, it is proposed to model an equivalent electrical circuit of the electrode-skin interface and the layers of the biological tissues of the skin, fat, muscle, and bone, exciting by modulated signals that allow studying the transmission of signals in them. Different signal waveforms were used, such as sinusoidal, triangular, and rectangular at variable frequency.

Equivalent electrical circuits were implemented. The values of the circuit components were calculated, considering materials and dimensions of the biological tissues that make up the structure of the lower limb of the human body. The resulting circuits and the propagation of electrical signals were simulated using Proteus software.

In this work, the frequency and amplitude parameters of signals that guarantee their transmission from the skin surface to the tissue of interest were determined by approximation, carrying the information through amplitude modulation.

Capítulo 1. Introducción

1.1 Planteamiento del Problema

En la medida en que se han descubierto los eventos bioeléctricos en el cuerpo humano, éstos se han estudiado con la finalidad de entender cómo funcionan y como pueden conducir señales eléctricas en los tejidos biológicos. Estos hechos han llevado a muchos investigadores a determinar bajo diferentes condiciones las características físicas, eléctricas, mecánicas, ópticas, entre muchas otras, de los materiales biológicos para desarrollar métodos y herramientas para la atención de la salud.

En este sentido se ha propuesto el uso de diversos métodos que utilizan las señales eléctricas en procedimientos de estimulación o tratamientos terapéuticos [1]. Su efectividad obliga a seguir investigando en los procesos de transmisión y en la actividad endógena de los tejidos biológicos de las señales eléctricas en humanos.

Se ha reportado que las señales eléctricas sufren reducción en la amplitud, alteración de la forma de onda por fenómenos de filtraje y distorsión que propician que los patrones de estimulación no sean los que se requieren de manera in situ en los tejidos [2].

Se plantea en este trabajo experimentar por simulación con patrones de señales eléctricas para estimular de manera superficial con el objetivo de acceder a diferentes tejidos biológicos.

1.2 Objetivo General

Estudiar la propagación de patrones de señales eléctricas moduladas en amplitud a través de tejidos biológicos, utilizando la simulación con sus circuitos eléctricos equivalentes.

1.3 Objetivos Específicos

- Simular el comportamiento de los modelos eléctricos de tejidos biológicos por capas y en conjunto.
- Evaluar el comportamiento de las señales eléctricas que se propagan en el modelo de un tejido biológico.

Capítulo 2. Antecedentes y Estado del Arte

2.1 Señal Eléctrica

Las corrientes o voltajes que transmiten información se conocen como señales [3], una señal eléctrica es aquella que transmite electrones en función del tiempo [4] producidos por una diferencia de potencial.

2.2 Señales periódicas

Las señales periódicas son aquellas a las cuales se les puede encontrar un patrón de repetitividad, es decir, que después de un determinado tiempo, vuelve a repetirse después de un periodo T (Fig. 1) [5].

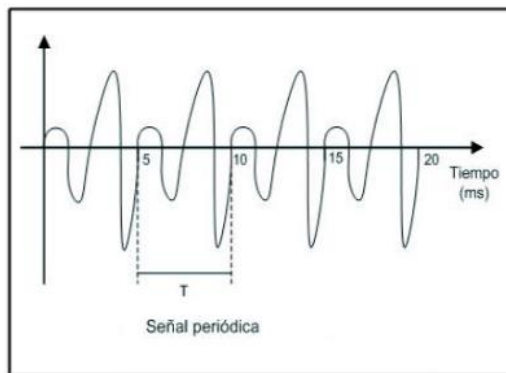


Fig. 1 Señal periódica.

La frecuencia de la señal es la cantidad de ciclos que ocurren en un segundo. Se mide en ciclos por segundo o Hertz (Hz). La relación existente entre la frecuencia y el período de una señal es:

$$f = \frac{1}{T} \dots \dots \dots (1)$$

2.2.1 Características particulares de las señales periódicas

En la Fig. 2 se definen los parámetros que identifican a una señal periódica:

- Amplitud de pico: Es el valor máximo que tiene una señal, considerado desde el valor '0'.
- Amplitud pico a pico: Es la diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo de una señal.
- Valor eficaz: Es el valor equivalente al de una señal continua constante capaz de desarrollar la misma potencia que la señal periódica.
- Valor medio: Es el promedio de todos los valores de una señal tomados en un ciclo. Para señales simétricas como la sinusoidal, el valor medio es nulo [6].

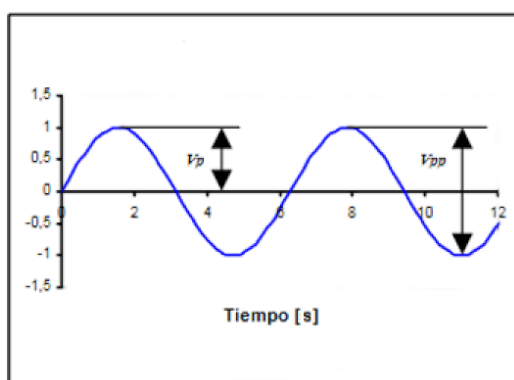


Fig. 2. Parámetros de una señal periódica.

- Desfasamiento: ángulo de desfase es el valor de un corrimiento de la señal en la ocurrencia en el tiempo (Fig. 3).

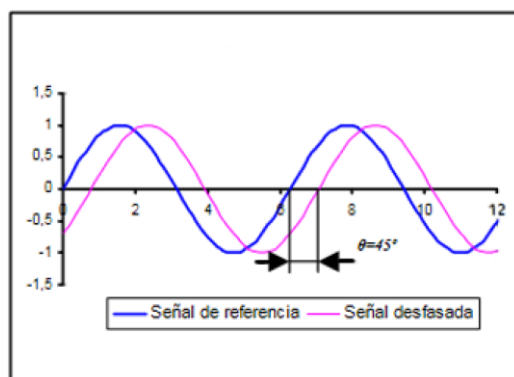


Fig. 3 Desfase entre señales.

2.3 Señales de prueba

En ayuda de análisis y diseño de sistemas, es necesario suponer algunos tipos básicos de entradas de prueba para evaluar el desempeño de este. Mediante la selección adecuada de estas señales de prueba básicas, no sólo se sistematiza el tratamiento matemático del problema, sino que la respuesta a este tipo de entradas permite la predicción del desempeño del sistema con otras entradas más complejas [7].

2.3.1 Señal sinusoidal

La señal sinusoidal es la más común de las señales de prueba. Para ella son válidas todas las definiciones anteriores. Ambos semiciclos son idénticos, variando solo en el signo. Esto provoca que su valor medio sea nulo. Si a una señal senoidal se la desfasa 90° en adelante se obtiene una nueva señal denominada cosenoidal (Fig. 4) [6].

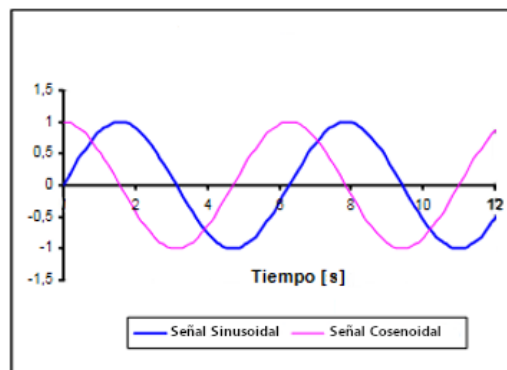


Fig. 4 Señal de prueba sinusoidal y cosenoidal.

2.3.2 Señal rectangular.

La señal rectangular es muy utilizada para realizar determinadas mediciones y para implementar controles en sistemas de conmutación. Son ondas que pasan de un estado a otro de tensión en intervalos regulares y un corto periodo de tiempo poseen un amplio espectro en frecuencias (Fig. 5).

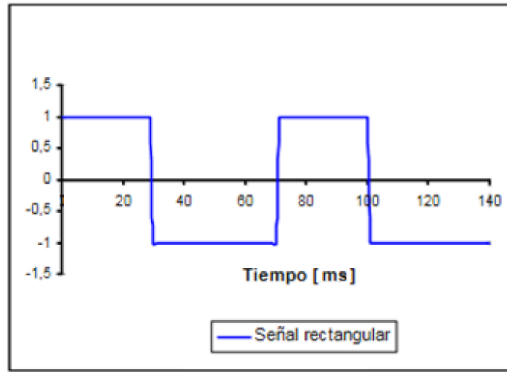


Fig. 5 Señal de prueba rectangular bipolar.

No varían continuamente en el tiempo, sino, que tienen cambios discretos. La relación entre el tiempo τ del semiciclo positivo y el período T se denomina ciclo útil, ciclo de actividad o ciclo de trabajo:

$$cu = \frac{\tau}{T} \rightarrow cu_{\%} = \frac{\tau}{T} \cdot 100\% \dots\dots\dots (2)$$

Las ondas rectangulares no tienen iguales sus intervalos de tensión altos y bajos. Cuando el cu es del 50% la señal rectangular se transforma en una señal cuadrada (Fig. 6).

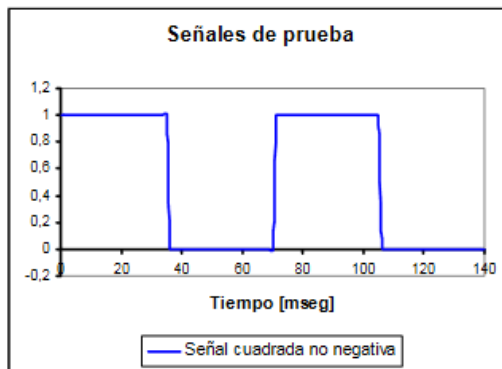


Fig. 6 Señal de prueba rectangular monopolar.

El contenido espectral de una onda cuadrada se compone exclusivamente de armónicos impares (f, 3f, 5f, 7f, etc.), entendiéndose a frecuencias más elevadas cuanto más abruptos sean sus cambios de nivel [8].

2.3.3 Señales triangulares

Son señales que tienen un crecimiento y decrecimiento constantes. A las transiciones de crecimiento y decrecimiento se las denomina rampas. La señal en diente de sierra es un caso particular de la señal triangular, cuya rampa descendiente tiene una pendiente más larga que la rampa ascendente (Fig. 7) [6].

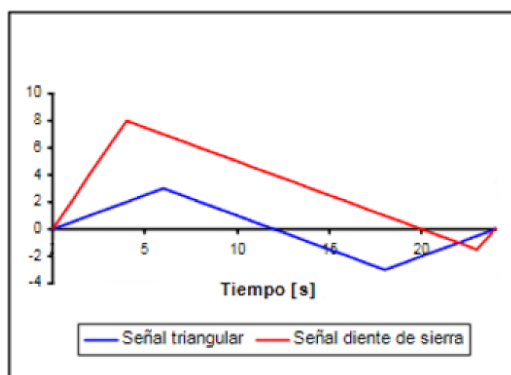


Fig. 7 Señales de prueba triangular y diente de sierra.

El valor de la pendiente siempre se calcula como:

$$pend = \frac{\Delta V}{\Delta t} \dots\dots\dots (3)$$

Si las pendientes son grandes, es muy común presentarlas en *Voltio/μs* o *Amper/μs* [6]. La onda Triangular solo tiene frecuencias que son múltiplo impar de la fundamental, por otro lado, la señal dientes de sierra contiene todas las frecuencias que son múltiplos de la fundamental, (Fig. 8) [9].

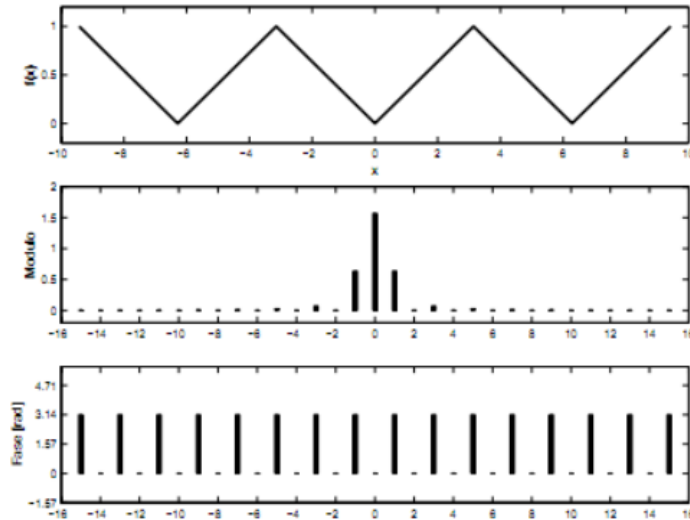


Fig. 8 Espectro de frecuencia, magnitud y fase de una señal triangular [8]

2.4 Transmisión y recepción

Las señales se transportan por medio de un transmisor y un receptor, a través de algún medio de transmisión, en consecuencia, se deben de transformar a una forma más adecuada. Estos sistemas se pueden diseñar para manejar la transmisión en una dirección o en ambas, solo una a la vez o en ambas direcciones al mismo tiempo [10].

El transmisor es el encargado de modificar la información de tal manera que su transmisión pueda efectuarse adecuadamente, por otro lado, el receptor cumple con la tarea de convertir a su forma original la información recibida para transferirla a su destino [11].

2.5 Modulación de amplitud

El proceso de imprimir una señal de información de frecuencia baja en una señal portadora de alta frecuencia se llama modulación. La modulación por amplitud consiste en cambiar la amplitud de la señal portadora, en proporción del valor de la señal moduladora o de información.

Los moduladores son dispositivos no lineales con dos entradas y una salida. Una de las entradas es la señal portadora de amplitud constante y la otra es la señal con información [10].

2.6 Los campos bioeléctricos

Un campo eléctrico (CE), es un campo de fuerza creado por la atracción y repulsión de cargas eléctricas. Se encuentra de manera natural en los organismos vivos y son la manifestación de los procesos de crecimiento y comportamiento celular.

Cuando el CE es aplicado externamente a los tejidos es denominado exógeno. En los casos de tratamiento médico, el CE es aplicado con el fin de interactuar con los procesos biológicas buscando modificar sus estructuras o funcionamiento. Se ha reportado que, en las heridas, algunos campos eléctricos exógenos modifican los procesos fisiológicos de los tejidos, promoviendo la cicatrización.

Los CE de los tejidos o endógenos, han sido medidos durante el desarrollo y regeneración de tejidos epiteliales y no epiteliales. La estimulación eléctrica y electromagnética es hoy en día utilizada como coadyuvante en diversos tratamientos. [12]

2.6.1 Actividad endógena y CE

La actividad eléctrica en el organismo tiene múltiples investigaciones que apoyan sus procesos y efectos. La Fig. 9 muestra un diagrama donde se describe y resume de manera general el comportamiento bioeléctrico asociado a la piel y tejidos blandos, junto con el efecto de la lesión, el trauma y las enfermedades que relacionan la bioelectricidad. [12]

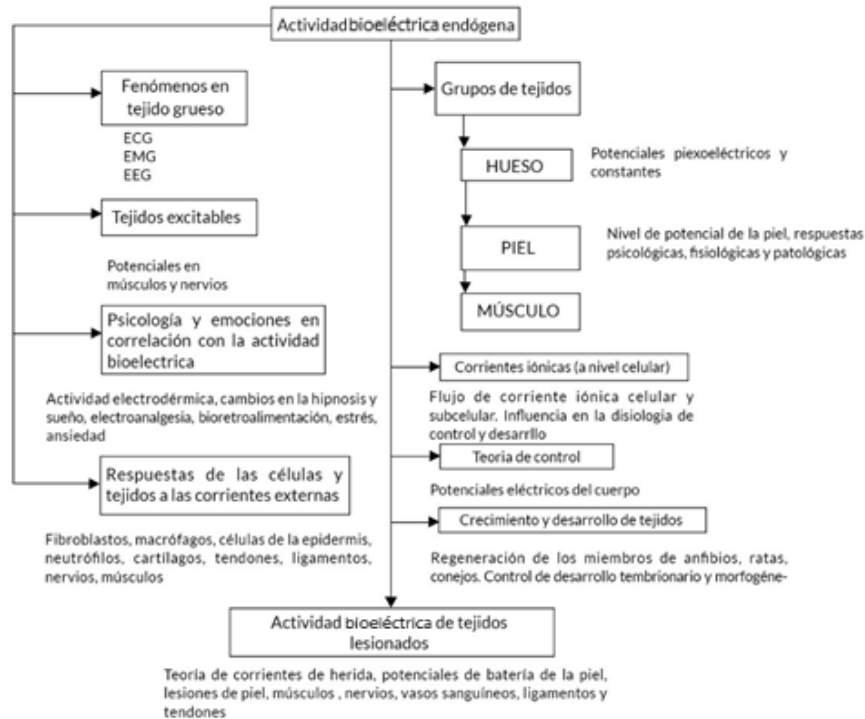


Fig. 9 Diagrama representativo de la actividad endógena bioeléctrica. [12]

Las características de las señales más estudiadas por sus efectos en reportes clínicos incluyen la frecuencia, magnitud, forma de onda y tiempo de exposición. Estas se han encontrado partiendo de la relación que lleva la frecuencia con las actividades celulares, incluyendo la proliferación celular y la biosíntesis [12].

2.7 Tejidos

Todos los organismos vivos se componen de una o más células. Los organismos unicelulares, como las amibas, se componen de una célula. Los organismos multicelulares como las personas están conformados de muchas células. Las células se consideran la unidad fundamental de la vida.

Las células en organismos multicelulares se organizan en tejidos, grupos de células similares que trabajan juntas ordenadamente. Los órganos son estructuras compuestas de dos o más

tejidos que se organizan para desempeñar una función particular; grupos de órganos con funciones relacionadas conforman los diferentes sistemas de órganos (Fig. 10).

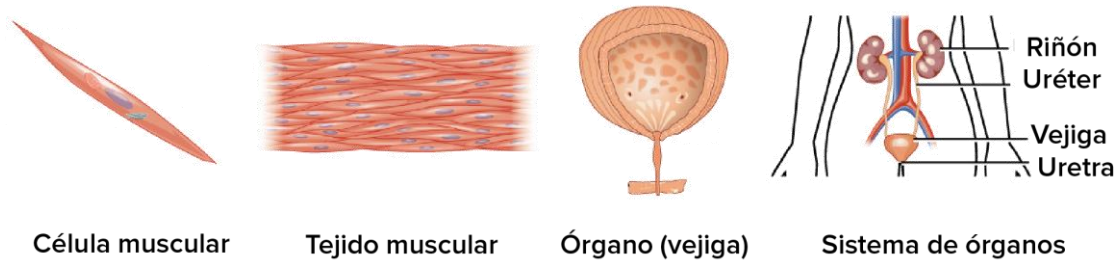


Fig. 10 Niveles de organización estructural del cuerpo humano. [13]

2.7.1 Tipos de tejidos

Cada órgano se compone de dos o más tejidos, grupos de células similares que trabajan juntos para realizar una tarea específica. Los seres humanos (y otros animales multicelulares grandes) se componen de cuatro tipos de tejido básicos: tejido epitelial, tejido conectivo, tejido muscular y tejido nervioso (Fig. 11).

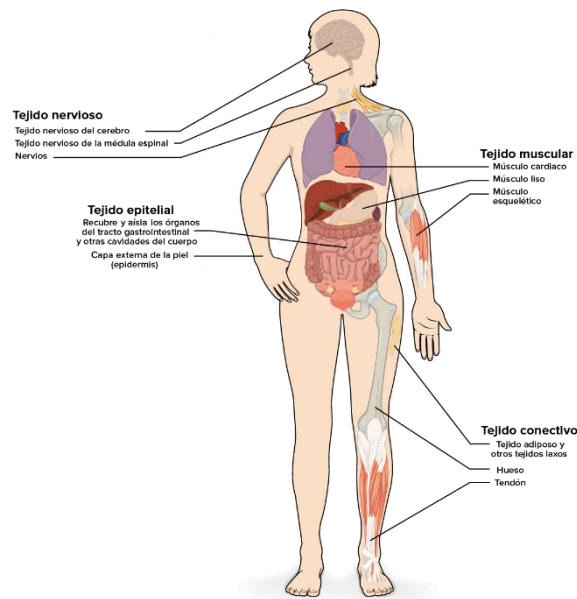


Fig. 11 Tipos de tejidos. [13]

2.7.1.1 Tejido epitelial

El tejido epitelial se compone de láminas de células que recubren las superficies, incluyendo el exterior del cuerpo, y las cavidades del cuerpo. Por ejemplo, la capa externa de la piel es un tejido epitelial, al igual que el revestimiento del intestino delgado.

Las células epiteliales están polarizadas, lo que significa que tienen un lado superior y uno inferior. El lado apical, superior, de una célula epitelial da hacia el interior de una cavidad o el exterior de una estructura y generalmente está expuesta a líquido o aire. El lado basal, inferior, da hacia las células subyacentes. Por ejemplo, el lado apical de las células intestinales tiene estructuras en forma de dedos que aumentan la superficie con la que absorben nutrientes (Fig. 12).

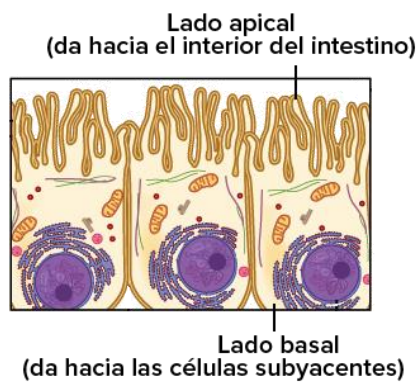


Fig. 12 Células epiteliales [13]

Las células epiteliales están muy pegadas y esto les permite actuar como barrera ante el movimiento de líquidos y de microbios potencialmente dañinos. Las células suelen unirse por uniones celulares que las mantienen en estrecha cercanía para reducir fugas.

2.7.1.2 Tejido Conectivo

El tejido conectivo consiste en células suspendidas en una matriz extracelular. En la mayoría de los casos, la matriz se compone de fibras de proteína como el colágeno y la fibrina en una

sustancia base sólida, líquida o gelatinosa. El tejido conectivo soporta y, como su nombre indica, conecta otros tejidos.

El tejido conectivo laxo, que se muestra más adelante, es el tipo más común de tejido conectivo. Se encuentra por todo tu cuerpo y soporta órganos y vasos sanguíneos, además de unir los tejidos epiteliales de los músculos subyacentes. El tejido conectivo denso o fibroso, se encuentra en tendones y ligamentos, los cuales conectan músculos con huesos y huesos con otros huesos, respectivamente (Fig. 13).

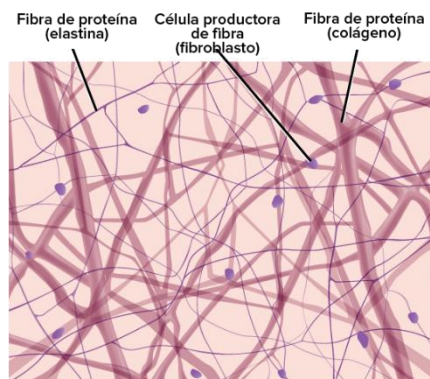


Fig. 13 Principales tejidos animales. [13]

Algunas formas especializadas de tejido conectivo incluyen el tejido adiposo (grasa corporal), hueso, cartílago y sangre, que tiene una matriz extracelular líquida llamada plasma.

2.7.1.3 Tejido muscular

El tejido muscular es esencial para mantener el cuerpo erguido y en movimiento, e incluso para bombear sangre y mover los alimentos por el tracto digestivo.

Las células musculares, con frecuencia llamadas fibras musculares, contienen las proteínas actina y miosina, que les permiten contraerse. Hay tres tipos principales de músculo: músculo esquelético, músculo cardíaco y músculo liso (Fig. 14).

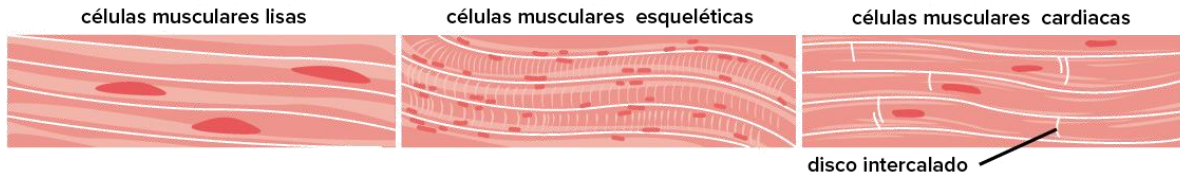


Fig. 14 Células de tejidos animales [13]

El *músculo esquelético*, también llamado músculo estriado (rayado), es a lo que nos referimos como músculo en la vida cotidiana. El músculo esquelético se une a los huesos por tendones y te permite controlar conscientemente tus movimientos. Por ejemplo, los cuádriceps de tus piernas o los bíceps de tus brazos son músculo esquelético.

El *músculo cardíaco* se encuentra en las paredes del corazón. Al igual que el músculo esquelético, el músculo cardíaco es estriado, o rayado, pero no está bajo control voluntario para hacer que el corazón siga latiendo. Las fibras individuales están conectadas por estructuras llamadas discos intercalados, que les permiten contraerse en sincronía.

El *músculo liso* se encuentra en las paredes de los vasos sanguíneos, así como en las paredes del tracto digestivo, el útero, la vejiga urinaria y otras estructuras internas. El músculo liso no es rayado o estriado, y es involuntario, no está bajo control consciente.

2.7.1.4 Tejido nervioso

El *tejido nervioso* participa en la detección de estímulos (señales externas o internas) y el procesamiento y transmisión de información. Este tejido consiste principalmente en dos tipos de células: las neuronas, o células nerviosas, y la glía.

Las *neuronas* son la unidad funcional básica del sistema nervioso. Generan señales eléctricas llamadas impulsos nerviosos o potenciales de acción que les permite a las neuronas transmitir información muy rápidamente a largas distancias. La función principal de la glía es apoyar la función neuronal (Fig. 15). [13]

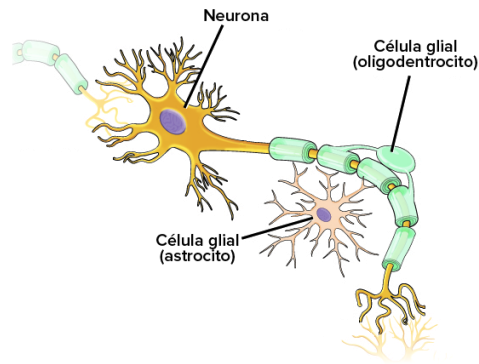


Fig. 15 Diagrama de una neurona [13]

2.8 Estado del arte

A lo largo de los años han existido dispositivos que han ayudado en la transmisión de señales para estimulación, a continuación, se mostraran algunos dispositivos que han ayudado en este ámbito y área.

Parastep es un sistema que estimula a través de electrodos superficiales los cuádriceps, los músculos glúteos y el nervio peroneal que permite a las personas parapléjicas poder caminar, este dispositivo se ha usado durante 20 años aproximadamente. La estimulación de los cuádriceps produce una contracción que causa la extensión de la rodilla, permitiendo que el usuario se ponga de pie. La estimulación de los nervios de la pierna inicia una contracción para flexionar la cadera, la rodilla y el tobillo; esto eleva el pie del suelo a medida que la estimulación de los cuádriceps prosigue su ciclo para extender la rodilla y dar un paso [14].

La electroestimulación tenía el objetivo básicamente rehabilitador, pero la evolución y conocimiento de la electroestimulación, así como la miniaturización de los aparatos trajo consigo un desarrollo muy importante también en la mejora del rendimiento físico. Esta electroestimulación ha permitido tratar padecimientos como la atrofia muscular, estimulación en músculos paralizados, etc. El conocimiento en la contracción muscular por electroestimulación nos ha permitido saber diferentes efectos en función de las frecuencias utilizadas para el impulso eléctrico [15].

- La utilización de frecuencias muy bajas (por debajo de 10 Hz) da lugar a un aumento en la circulación sanguínea, va a tener un efecto descontracturante y relajante, y va a producir un aumento de la secreción de endorfinas.
- Si utilizamos frecuencias bajas (entre 10 y 30-35 Hz) de estimulación, vamos a estar activando principalmente las fibras lentas o tipo I (de metabolismo principalmente aeróbico, esencial en las pruebas de fondo) del músculo activado.
- Frecuencias intermedias (entre 30-35 y 50 Hz) van a provocar la contracción de las fibras musculares de tipo mixto o IIa (fibras de metabolismo mixto, aeróbico-anaeróbico) principalmente.

Este conocimiento ha traído consigo su aplicación en los diferentes programas de algunos electroestimuladores, como es el caso de los aparatos CEFAR y TENS Eco Basic [15].

2.8.1 Electroodos

Existen diversos tipos de electroodos, entre los cuales están los electroodos de superficie, los internos, los microelectroodos, entre otros. Para fines de este proyecto se hablará de los electroodos de superficie.

2.8.1.1 Electroodos de superficie

Los electroodos de superficie son aquellos que se colocan para estar en contacto con la piel del paciente. Presentan diámetros que varían desde 0.3 hasta 0.5 cm y en algunos casos hasta 1 cm. Se deberá tratar los electroodos de superficie como una fuente de voltaje con muy alta impedancia, situación que influye en forma decisiva en el diseño del circuito de entrada del amplificador bioeléctrico.

Placas Metálicas

Este electrodo consiste en un botón metálico de contacto hecho de plata-cloruro de plata en la parte alta de la columna, en la cual se rellena con gel o pasta conductiva. Este electrodo se mantiene en su posición mediante un disco de hule espuma cuya superficie tiene una sustancia adhesiva (Fig. 16). El uso del relleno de gel o pasta conductiva en la columna, lo cual mantiene al electrodo sin contacto directo con la superficie en la piel, reduce los artefactos de movimiento.

Es utilizado para monitoreo de Electroencefalograma (EEG), Electromiograma (EMG) y Electrocardiograma. (ECG). [16]



Fig. 16. Electrodo de placas metálicas [16]

La magnitud depende del metal del electrodo, de su área, del electrolito utilizado, de la densidad de corriente y de la frecuencia de la corriente utilizada en las medidas.

Al utilizar electrodos superficiales debemos considerar otra interfase adicional electrolito-piel. Debido a que el estrato córneo (la capa superficial de la epidermis compuesta de células muertas), presenta características diferentes del tejido vivo. En algunos casos se recomienda remover esta capa de células muertas.

Otro elemento a considerar es el vello que también afecta la interfaz electrolito-piel y se traduce en un mal contacto del electrodo, provocando artefactos en las medidas.

Capítulo 3. Metodología

En este trabajo se propone estudiar la propagación de patrones de señales eléctricas moduladas en amplitud a través de tejidos biológicos, utilizando la simulación con sus circuitos eléctricos equivalentes. Se consideran las capas de piel, grasa, músculo y hueso, además de la interfaz electroquímica electrodo-piel. El estudio se hizo primero por capas de tejido, incluyendo siempre la interfaz electrodo-piel. Después se agregó una capa de tejido, siguiendo la secuencia mencionada antes, hasta terminar incluyendo todos los tejidos.

Para esta prueba, se utilizó una señal sinusoidal con una amplitud de 1Vpp monopolar con frecuencias en el rango de 100 Hz hasta 10kHz, en los subrangos de 100 Hz a 1kHz con intervalos de 100 Hz y de 1 kHz a 10 kHz con intervalos de 500Hz.

Se utilizaron modelos de electrodos metálicos de plata-cloruro de plata para una estimulación de tipo superficial, considerando la interfaz electroquímica, aplicados a modelos eléctricos de tejido biológico de la piel, grasa, músculo y hueso obtenidos de la literatura científica [1, 17].

El comportamiento de la propagación de las señales eléctricas se evaluó midiendo las caídas de potencial a través de las diferentes etapas de los modelos eléctricos de los tejidos biológicos, que podrían estar asociados con el almacenamiento de energía, activación de procesos y finalmente con la estimulación de estructuras biológicas.

3.1 Elaboración del modelo eléctrico del tejido biológico

Las capas del tejido biológico consideradas para generar el modelo eléctrico son: piel, grasa, músculo y hueso con sus respectivas características físicas. El modelo eléctrico se apoya en circuitos RC para cada una de las capas, por la analogía con los procesos de conducción eléctrica y la electroquímica de los tejidos [18].

3.1.1 Electrodo y la interfaz electrodo-piel.

El modelo eléctrico simplificado de la interfaz formada entre el electrodo y la piel está representado con circuitos RC, además del potencial electroquímico de media celda [17, 18, 19]. Para calcular el valor de la capacitancia se utilizó el modelo simplificado RC con valores reportados de $2k\Omega$ para la impedancia en aproximadamente 400 Hz de la interfaz antes de 30 Hz y de $8k\Omega$ de la resistencia del modelo [20].

El valor de la reactancia capacitiva X_c está definida por la Eq. 4,

$$X_c = \frac{Z \cdot R}{R - Z} \dots\dots\dots (4)$$

donde Z es la impedancia de la interfaz y R es la resistencia del modelo eléctrico equivalente.

Se sustituyeron los valores y se obtuvo la reactancia capacitiva

$$X_c = \frac{(2k\Omega) \cdot (8k\Omega)}{(2k\Omega) - (8k\Omega)} = 2.66 k\Omega$$

Obtenido el resultado de la reactancia capacitiva, se procedió a obtener el valor del capacitor de la Eq. 5, que resultó de 150 nF

$$X_c = \frac{1}{\omega C} \rightarrow C = \frac{1}{\omega X_c} \dots\dots\dots (5)$$

El circuito equivalente de la interfaz electrodo-piel incluye el potencial de media celda metal-solución electrolítica de la piel de 0.23 V [21].

En la Fig. 17 podemos ver el circuito equivalente de la interfaz electrodo-piel en donde C1 representa la capacitancia a través de la doble capa de carga de la interfaz electrodo-piel. La resistencia en paralelo R1 representa la resistencia a las fugas a través de la doble capa [20].

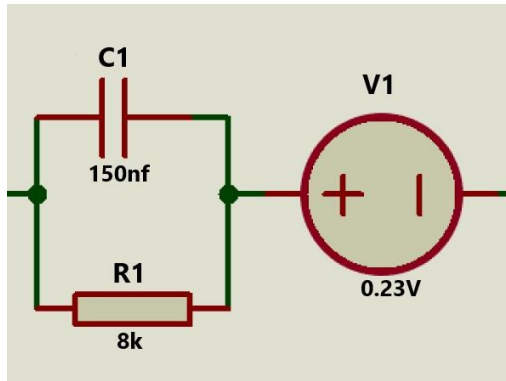


Fig. 17. Circuito eléctrico equivalente la interfaz electrodo-piel [17, 21, 18].

3.1.2 Piel

El estrato externo de la piel consta de células muertas. Para frecuencias menores a 10 kHz las propiedades eléctricas del estrato corneo domina la impedancia. El comportamiento de esta capa puede representarse como un circuito paralelo RC como se muestra en la Fig. 28 [17]. Existen corrientes eléctricas que están en movimiento por corrientes de conducción considerados resistencias, por otro lado las corrientes electroquímicas se consideran capacitores, por ello se representan los circuitos paralelos RC.

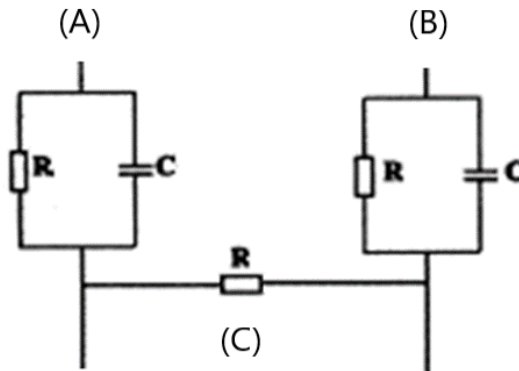


Fig. 18. Circuito eléctrico equivalente de la capa de la piel. A y B representan la capa de la piel vista desde cada electrodo y C representa la vascularización sanguínea al final de la capa [17, 21].

El valor de la capacitancia para la piel está reportado de 15 nF en promedio, teniendo en consideración que el sujeto puede ser hombre o mujer [22], y el valor de la resistencia de 5kΩ. El circuito equivalente con los valores se muestra en la Fig. 19.

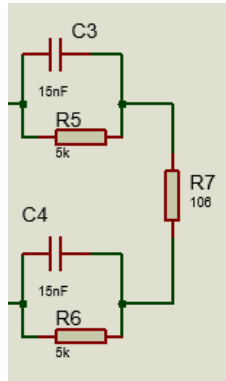


Fig. 19. Circuito eléctrico equivalente de la piel con los valores correspondientes. Donde R7 representa la vascularización sanguínea al final de la capa [1].

3.1.3 Grasa

La capa de grasa tiene una resistividad constante más baja que la piel, con propiedades eléctricas homogéneas y modelada con una resistencia R como se muestra en la Fig. 20.

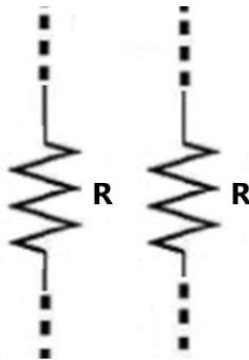


Fig. 20. Circuito eléctrico equivalente de la capa de la grasa.

La resistencia se calculó mediante su permitividad, esta es de $2733 \Omega/cm$ [23]. Para calcular el valor de la resistencia, además del valor de resistividad, se usó un modelo cilíndrico del material como se muestra en la Fig. 21

El diámetro del cilindro se asoció con el diámetro de un electrodo de 9mm, dando un área transversal de $63.6mm^2$. La altura del cilindro se asoció con el grosor de la capa de 20mm [24].

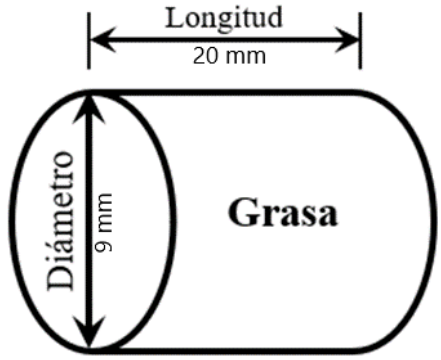


Fig. 21. Cilindro equivalente a la capa de la grasa.

El valor de la resistencia se determinó mediante la Eq. 6.

$$R = \rho \frac{l}{s} \dots \dots \dots (6)$$

donde l es la altura del cilindro, s el área de la sección de grasa y ρ es la resistividad. Sustituyendo los valores en la ecuación se obtiene un valor de la resistencia fue de 860Ω (Fig. 22).

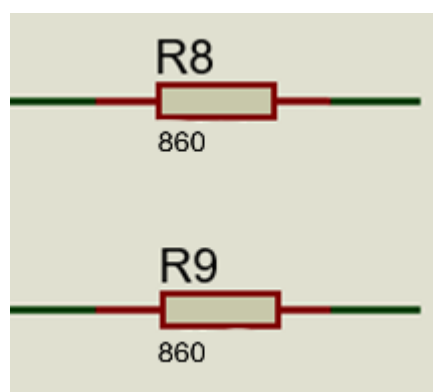


Fig. 22. Circuito equivalente de una sección de la grasa.

3.1.4 Músculo

Las fibras musculares contienen muy alta salinidad y agua por lo que suele representarse como un conductor. Su circuito equivalente del músculo se representa en la Fig. 23 [17].

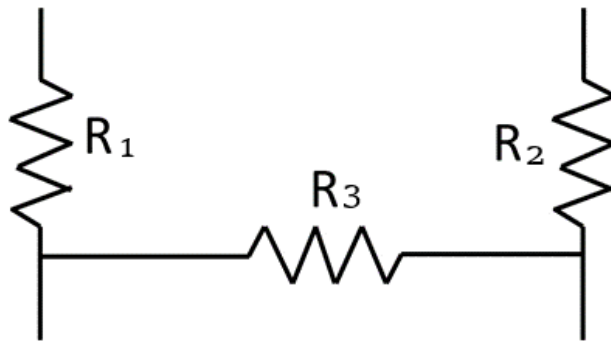


Fig. 23. Circuito equivalente de una sección cilíndrica de la capa del músculo. R_1 y R_2 representan la capa del músculo y R_3 representa la capa de vascularización del tejido.

El valor de la resistencia se calculó de la misma manera que en la capa de la grasa. Se adoptó el modelo del cilindro correspondiente a esta capa del tejido biológico (fig. 24), el cual presenta una resistividad $245 \Omega/cm$ [23].

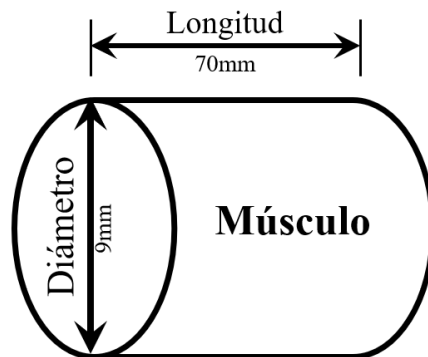


Fig. 24. Cilindro equivalente de la capa del músculo

Aplicando la ecuación 6 se obtiene el valor de 270Ω [23] de las resistencias. La vascularización muscular se considera como una resistencia. En la Fig. 25 se puede apreciar el circuito con los valores ya establecidos.

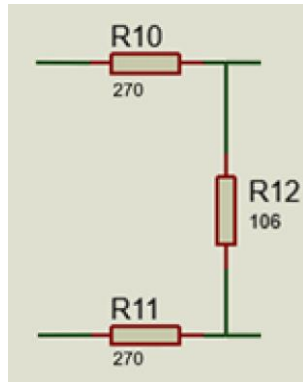


Fig. 25. Circuito equivalente una sección cilíndrica del músculo con los valores calculados. R12 representa la vascularización de esta capa.

3.1.5 Hueso

El hueso también se representa con arreglos de resistencias y capacitores. El valor del capacitor es de 132 nF [25]. La vascularización del hueso se considera como una resistencia, la Fig. 26 muestra el circuito equivalente para esta capa.

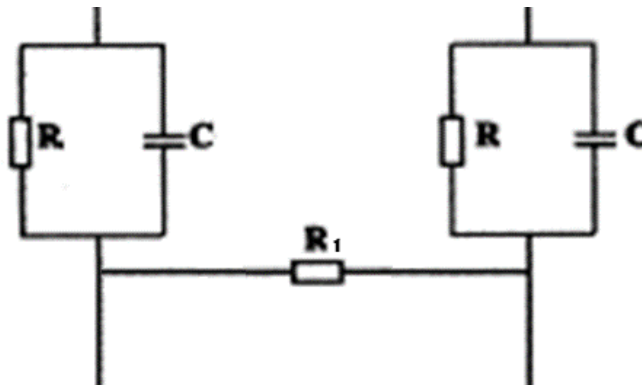


Fig. 26. Circuito equivalente de la capa del hueso. Los arreglos resistencia-capacitor son representativos la capa del hueso vista y la resistencia R_1 representa la vascularización muscular.

Para calcular el valor de la resistencia se realizó el mismo procedimiento que en las capas anteriores, en la Fig. 27 podemos apreciar el modelo del cilindro de esta capa.

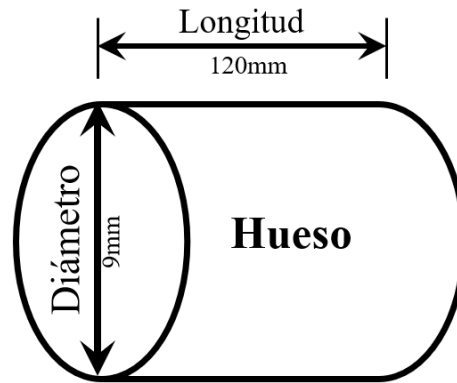


Fig. 27. Cilindro equivalente a la capa del Hueso.

El valor de la resistencia de la capa del hueso es de 3.40 k Ω . Y finalmente en la Fig. 28 podemos apreciar el circuito equivalente con los valores calculados.

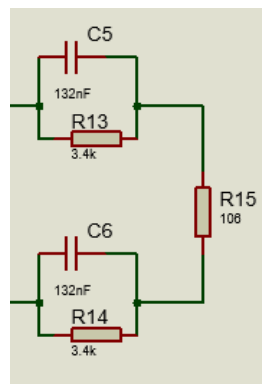


Fig. 28. Circuito equivalente de la capa del hueso con los valores calculados. [25]

3.2 Simulación

Para llevar a cabo el proceso de modelado y simulación se empleó el *software* Proteus, este programa es un sistema de diseño electrónico. La simulación se realiza en tiempo casi real, los efectos se pueden considerar prácticamente como a tiempo real. Incorpora prácticos controles de depuración paso a paso y visualización del estado de las variables. La característica más sorprendente e importante de Sistema Virtual de Modelado (VSM) es su capacidad de simular el software que se ejecuta en el microcontrolador y su interacción con cualquier componente electrónico digital o analógico conectado a él. que brinda la posibilidad de interacción con muchos de los elementos

que integran el circuito para ejecutar una simulación. Este también incluye instrumentos virtuales para poder visualizar el comportamiento de los circuitos en tiempo real [26].

En esta etapa de simulación se llevaron a cabo pruebas de evaluación de la señal portadora para observar la propagación de señales por cada capa individualmente e integradas.

3.2.1 Estudios por capas individuales de la señal portadora

Se realizó una evaluación de la propagación de señales tipo sinusoidal por capa, a través de los modelos eléctricos de tejido biológico correspondiente a la interfaz electrodo-piel, como primera capa, piel, grasa, músculo y hueso, definidos para el estudio. Se midió la diferencia de potencial producida en cada capa, al aplicar señales sinusoidales de 1 Vpp en un rango de frecuencias de 100 Hz a 10 kHz.

3.2.1.1 Interfaz electrodo-piel

Para evaluar la respuesta del modelo de la interfaz electrodo-piel se realizó un barrido de frecuencias en dos rangos: 100 Hz a 1 kHz con intervalos de 100 Hz, para observar con mejor detalle en la zona de mayores cambios, y de 1 kHz a 10 kHz con intervalos de 500 Hz, para observar la estabilidad de la respuesta. Se midió el cambio de amplitud pico a pico que tenía la respuesta de la señal inyectada. En la Fig. 29 el circuito de la interfaz con la señal.

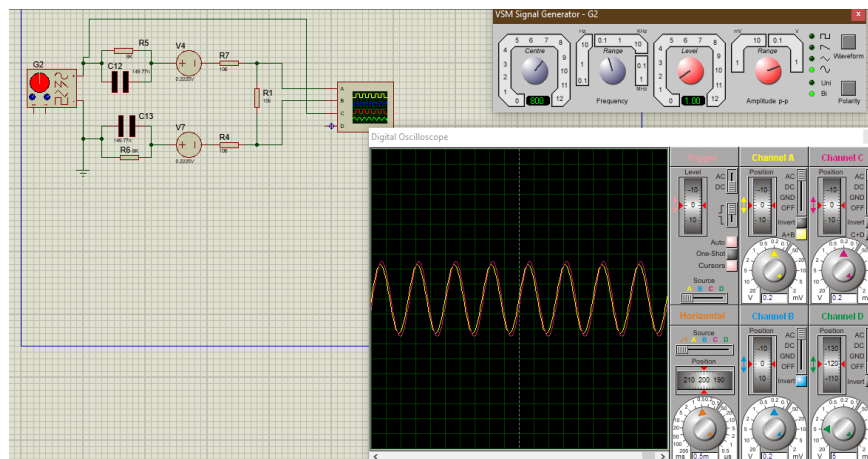


Fig. 29 Circuito de la interfaz electrodo piel con la evaluación de la señal sinusoidal.

3.2.1.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel

En esta etapa se juntó la interfaz con la capa de la piel, para poder determinar la frecuencia de corte en la capa de la piel. En la Fig. 30 se puede apreciar el circuito con la señal sinusoidal y la respuesta producida.

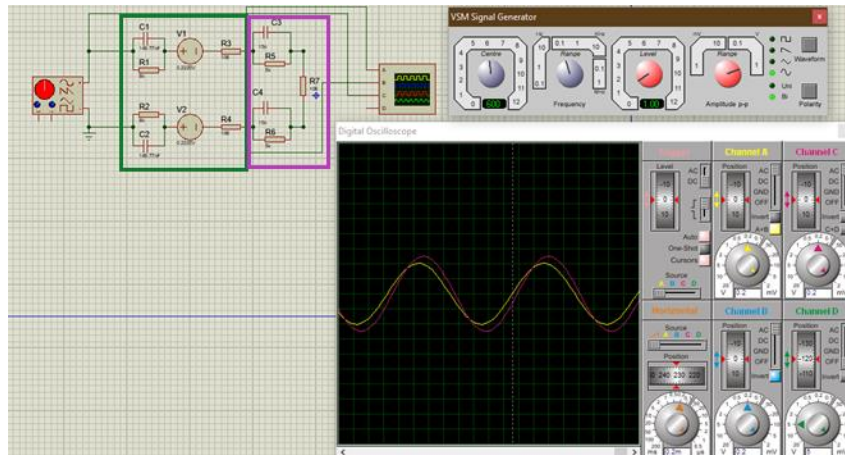


Fig. 30 Circuito de la interfaz electrodo-piel (rectángulo verde) y la capa de la piel (rectángulo morado) con la evaluación de la señal sinusoidal.

3.2.1.3 Electrodo-piel y las capas de grasa y músculo

En la Fig. 31 se puede apreciar el circuito con la señal sinusoidal y la respuesta producida después del arreglo de los modelos eléctricos de la interfaz electrodo-piel con la capa de la grasa y el músculo.

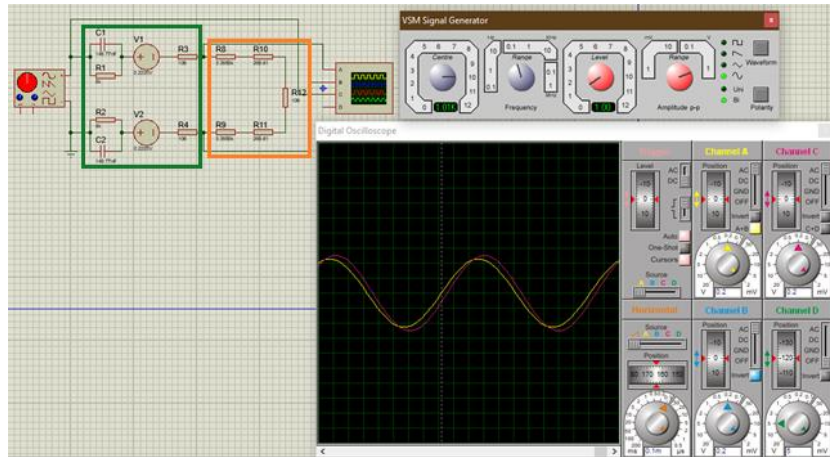


Fig. 31 Circuito de la interfaz electrodo-piel (rectángulo verde) y la capa de la grasa y el músculo (rectángulo naranja) con la evaluación de la señal sinusoidal.

3.2.1.4 Electrodo-piel y la capa del hueso

En esta etapa de la simulación se conectaron la interfaz electrodo-piel con la capa del hueso. En la Fig. 32 apreciamos el circuito de estas dos partes con la señal sinusoidal y su respuesta.

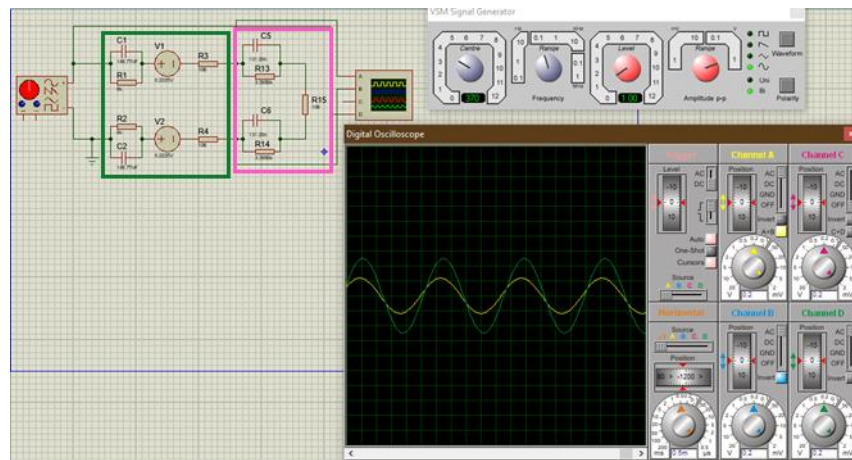


Fig. 32 Circuito de la interfaz electrodo-piel (rectángulo verde) y la capa del hueso (rectángulo rosa) con la evaluación de la señal sinusoidal.

3.2.2 Estudios con capas sucesivas de la señal portadora

En esta etapa de la simulación se juntaron las capas del tejido biológico sucesivamente para poder sacar sus respectivas gráficas paso a paso y de la misma manera obtener su frecuencia de corte. Se utilizó el mismo barrido de frecuencias que en la etapa anterior y la misma amplitud de la señal sinusoidal.

3.2.2.1 Interfaz electrodo-piel y las capas de la piel, grasa y músculo

Se unieron las etapas de los circuitos eléctricos correspondientes de la piel y la interfaz electrodo-piel con las capas de la grasa y el músculo. En la Fig. 33 se puede apreciar dicho circuito equivalente y la señal sinusoidal con su respectiva respuesta.

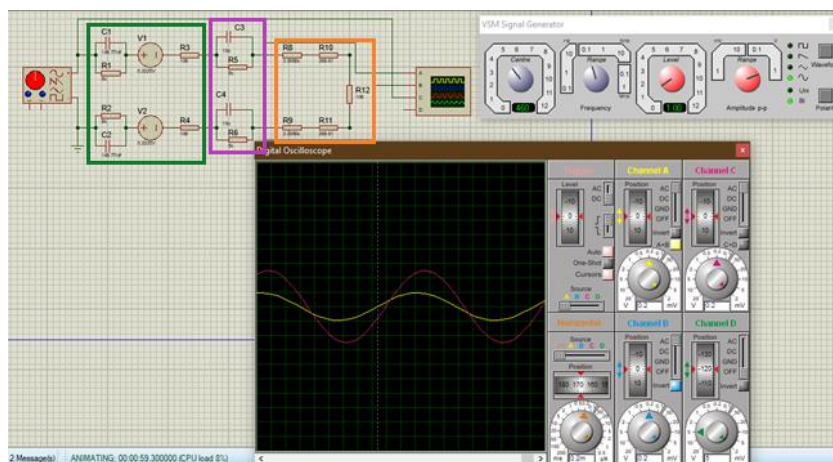


Fig. 33 Circuito de la interfaz electrodo-piel (rectángulo verde) y la capa de la piel (rectángulo morado), grasa y músculo (rectángulo naranja) con la evaluación de la señal sinusoidal.

3.2.2.2 Interfaz electrodo-piel y las capas de la piel, grasa, músculo y hueso

Finalmente, como última etapa de la simulación para la obtención de las frecuencias de corte, se procedió a juntar todas las capas del tejido biológico con la interfaz electrodo-piel. El circuito con la señal sinusoidal y su respuesta se muestran en la Fig. 34.

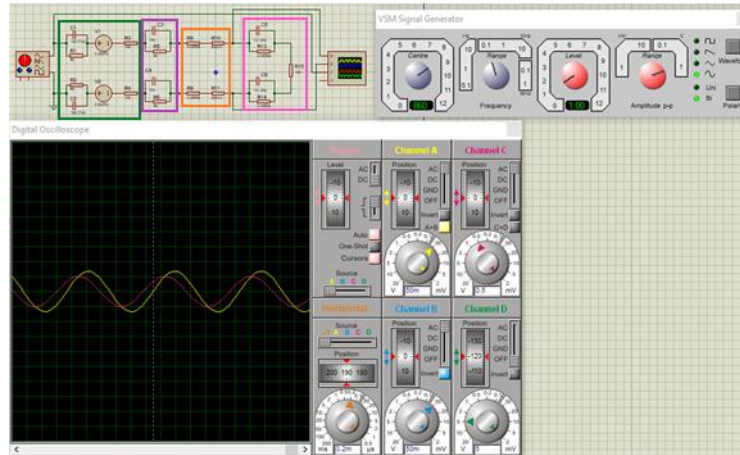


Fig. 34 Circuito de la interfaz electrodo-piel (rectángulo verde) y la capa de la piel (rectángulo morado), grasa, músculo (rectángulo naranja) y hueso (rectángulo rosa) con la evaluación de la señal sinusoidal.

3.2.3 Diferencia de potencial a través de las etapas de circuito eléctrico correspondientes a las capas de tejido como respuesta a la excitación de la señal portadora.

En la Fig. 35 se muestra el circuito eléctrico utilizado para determinar la caída de potencial en los circuitos eléctricos equivalentes a cada modelo de tejido biológico, que podría significar, por simulación, la cantidad de energía almacenada o utilizada en procesos inherentes en esa capa de tejido, con un posible efecto de estimulación.

Se aplicaron señales sinusoidales con una amplitud de 1Vpp y frecuencias en el rango de 100 Hz hasta 10 kHz dividido en dos partes: la primera de 100 Hz hasta 1 kHz con intervalos de 100 Hz y la segunda de 1 kHz hasta 10 kHz con intervalos de 500 Hz.

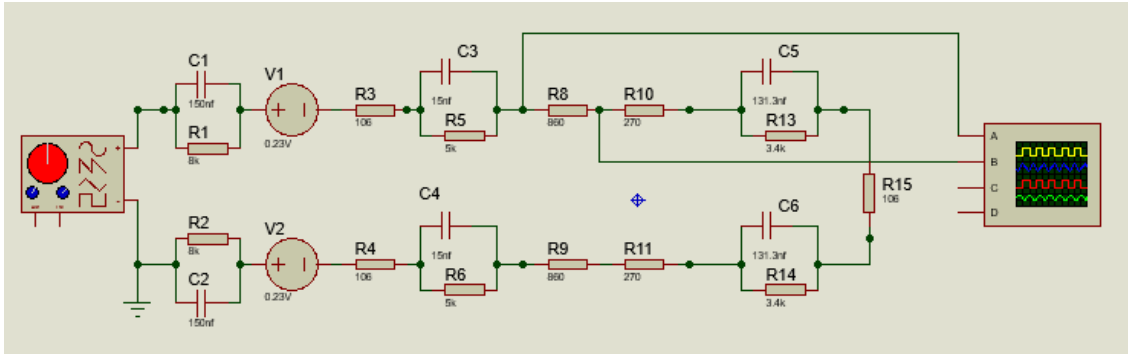


Fig. 35 Circuito equivalente del tejido biológico con la interfaz electrodo-piel utilizado para determinar la caída de potencial.

Los resultados se muestran en las gráficas de las Figuras 36 y 37. En la primera se presenta con el barrido de frecuencias de 100 Hz a 1 kHz y en la segunda de 1kHz a 10kHz.

En la gráfica de la Fig. 36, la interfaz electrodo-piel tiene su mayor diferencia de potencial en 100 Hz, con un porcentaje con un 40%, en contraste con la respuesta del músculo del 1.8%, 32.4% conserva la piel, 5.8% es de la grasa y 20% en el hueso. En 300 Hz el hueso tiene su mayor diferencia de potencial con un 24% del total. Pasando los 300 Hz la interfaz electrodo-piel y el hueso disminuyen su caída de potencial, lo que podría sugerir una menor utilización de energía por parte de la señal transmitida, a partir de este punto, en contraste con la respuesta en piel, la grasa y el músculo que empiezan a incrementar su caída de potencial. En 1 kHz la grasa tiene su mayor caída de potencial con un porcentaje del 12% del total, el músculo tiene un 3.76%, pero es la capa de la piel la que sigue conservando el mayor porcentaje con un 59.50%; la interfaz electrodo-piel tiene un 14.8% y el hueso tiene 10%.

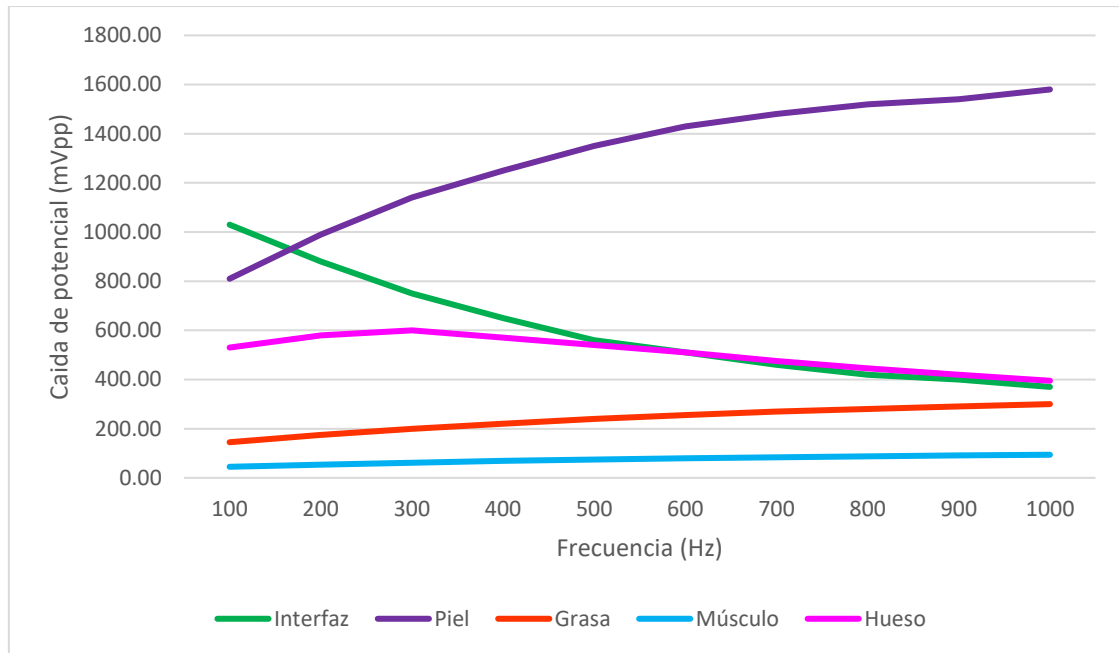


Fig. 36 Caídas de potencial debidas a los efectos de la transmisión de señales eléctricas a través de la interfaz electrodo-piel y las capas del tejido biológico piel, grasa, músculo y hueso en un rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la figura 37, en el rango de 2 a 3 kHz la piel tiene su mayor caída de potencial con un 66.4% del total y a partir de este punto el efecto de almacenamiento disminuye, de manera que a partir de estas frecuencias la señal tiene una mejor transmisión a través de esta capa. A partir de 1 kHz la grasa empieza a subir su caída de potencial teniendo su punto máximo en los 10 kHz con un 30% del total. La mayor caída de potencial que obtiene el músculo es en los 10 kHz con un 10% más alto en comparación con el hueso y la interfaz electrodo-piel que tienen un 6.2% y 7.6% respectivamente, pero considerablemente menor en comparación de la piel con 48% respectivamente.

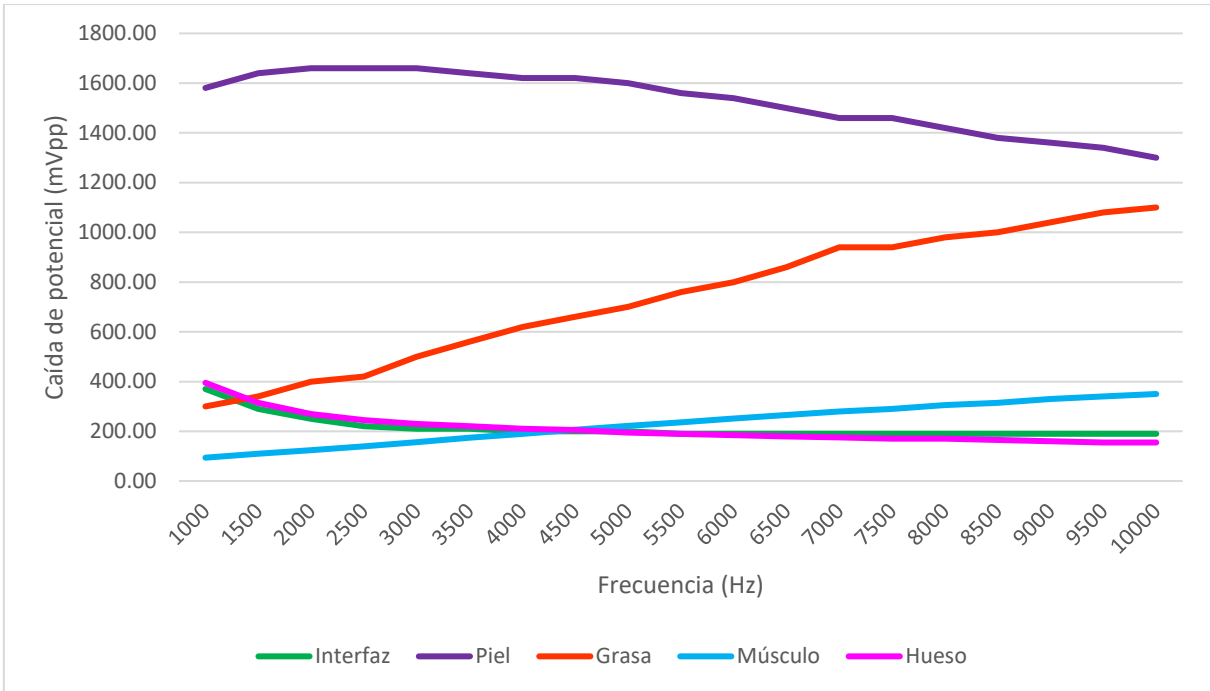


Fig. 37 Caídas de potencial debidas a los efectos de la transmisión de señales eléctricas a través de la interfaz electrodo-piel y las capas del tejido biológico piel, grasa, músculo y hueso en un rango de 1 kHz a 10 kHz

3.2.4 Señal modulada

Se utilizó un modulador de amplitud para poder transmitir al tejido biológico la señal de información junto con una señal portadora, para poder atravesar los tejidos y llegar a un punto deseado.

Para el modulador se utilizó el multiplicador analógico AD633 (Analog Devices, USA) para realizar la función de modulador de amplitud que se muestra en la Fig. 38.

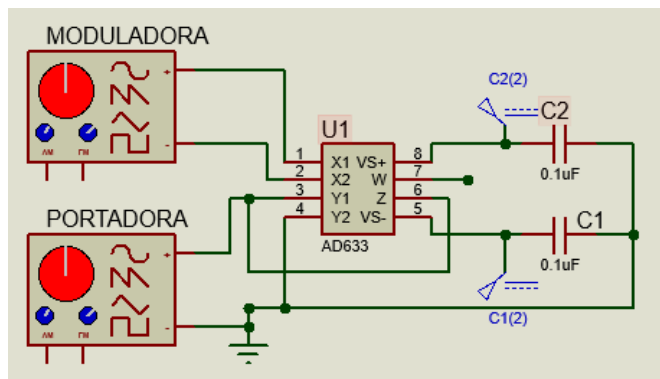


Fig. 38 Multiplicador analógico de bajo costo AD633 en su función de modulador de amplitud

El generador de señales de la señal moduladora está compuesto por una señal sinusoidal de prueba con una amplitud de 1Vpp y una frecuencia de 10 Hz. El generador de señales de la señal portadora es una señal sinusoidal, triangular o rectangular de amplitud 5Vpp y un barrido de frecuencias de 100 Hz a 10 kHz.

Para evaluar la propagación de una señal modulada en amplitud en tejidos biológicos, se agregó una etapa de demodulación propuesta basado en circuitos detectores de envolvente y filtros reductores de rizo mostrados en la Fig. 39, para corroborar que la señal moduladora se conservó durante la transmisión a través de los tejidos. Cada uno de los que se diseñó y calculo para el tipo de señal específica.

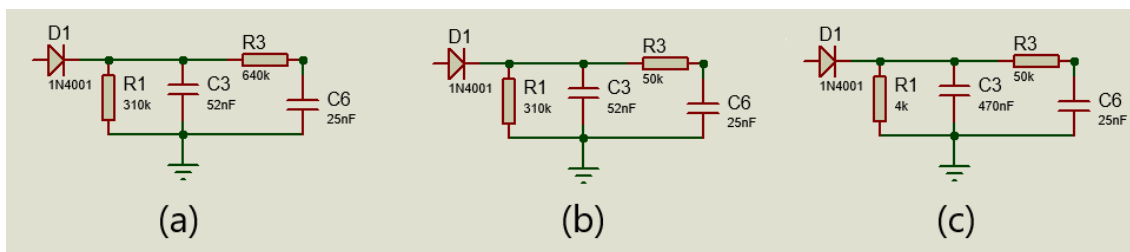


Fig. 39 Demodulador detector de envolvente. (a) demodulador para la señal sinusoidal, (b) demodulador para la señal triangular y (c) demodulador para la señal rectangular.

En la Fig. 40 se muestra el circuito completo con la etapa de modulación y demodulación.

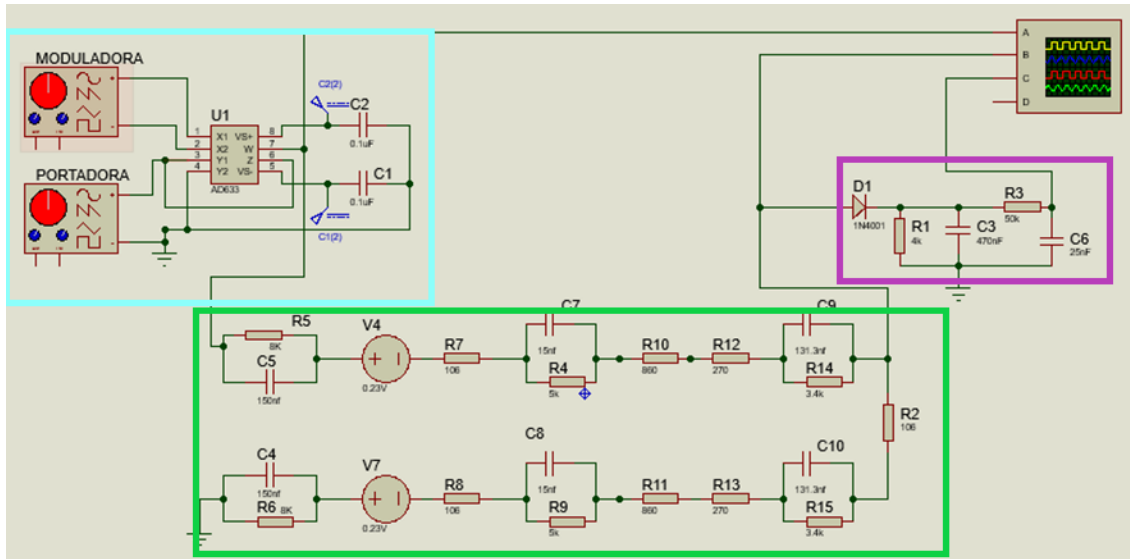


Fig. 40 Circuito del tejido biológico con la interfaz electrodo-piel, la capa de la piel-músculo-grasa-hueso (rectángulo verde) con las etapas de modulación (rectángulo azul) y demodulación (rectángulo morado).

Capítulo 4: Resultados

4.1 Señal moduladora de tipo sinusoidal

Los resultados de la transmisión de la señal modulada a través de los tejidos obtenidos con una señal moduladora sinusoidal de 1 Vpp, una frecuencia de 10 Hz, una señal portadora sinusoidal de 5 Vpp y un barrido de frecuencia en dos rangos: de 100 Hz a 1 kHz con intervalos de 100 Hz y 1 kHz a 10 kHz con intervalos de 500 Hz, se presentan en las siguientes secciones.

Los valores reportados corresponden a las diferencias de potencial medidas después de cada circuito equivalente de los tejidos.

4.1.1 Interfaz electrodo-piel

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel en el rango 100 Hz a 1 kHz, se muestran en la gráfica de la Fig. 41.

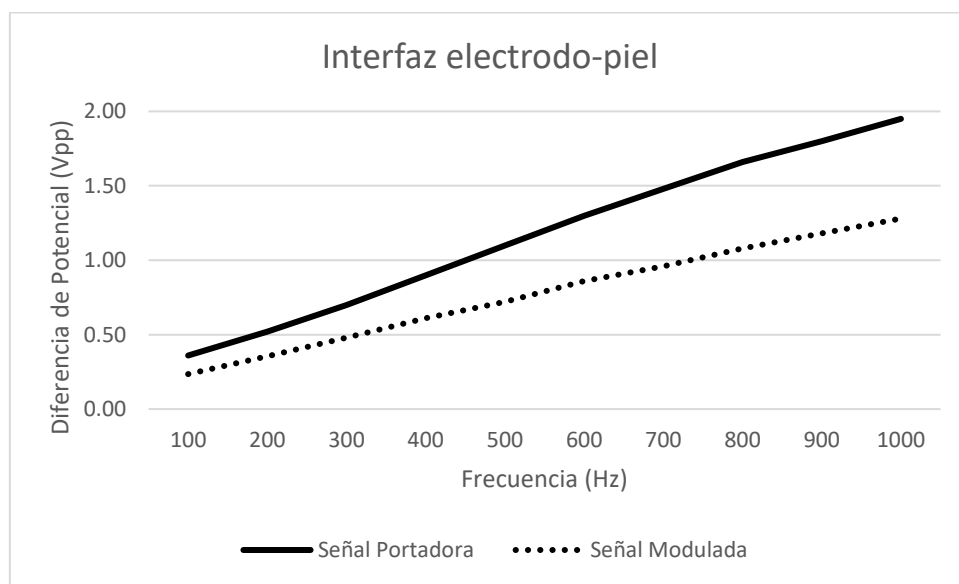


Fig. 41 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel en el rango de 1 kHz a 10 kHz, se muestran en la gráfica de la Fig. 42.

En esta gráfica se muestra como la señal portadora y modulada después de los 7 kHz tienen una diferencial de potencial que tiende a mantenerse constante, esto sugiere una mejor transmisión a través de esta interfaz.

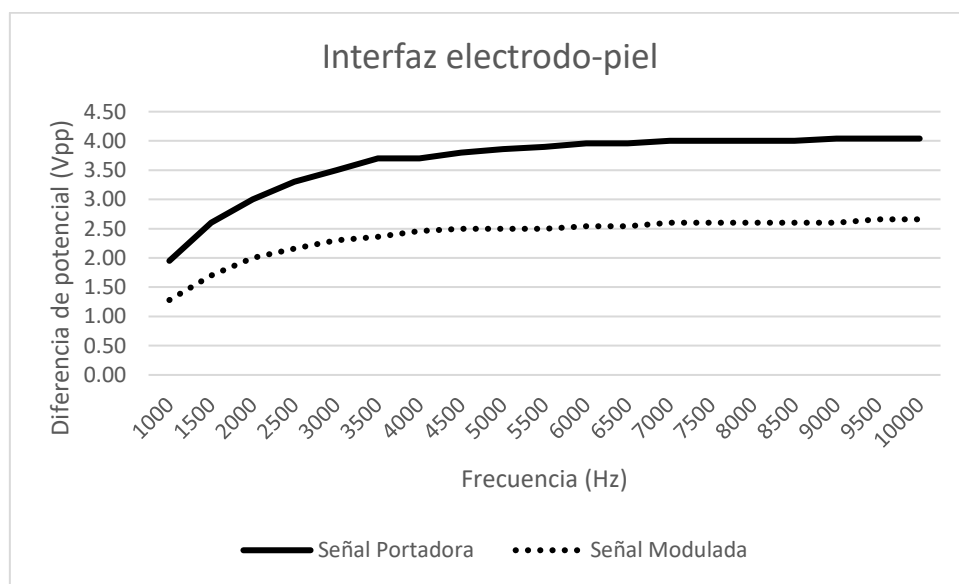


Fig. 42 Diferencia de potencial de la señal portadora y diferencia de potencial de la señal modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.1.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel con la capa de la piel se muestran en la gráfica de la Fig. 43.

En esta gráfica la señal modulada tiene valores de diferencial de potencial que tiende a mantenerse constante entre 400 y 500 Hz y 900 Hz y 1 kHz; esto sugiere una mejor transmisión a través de estas estructuras.

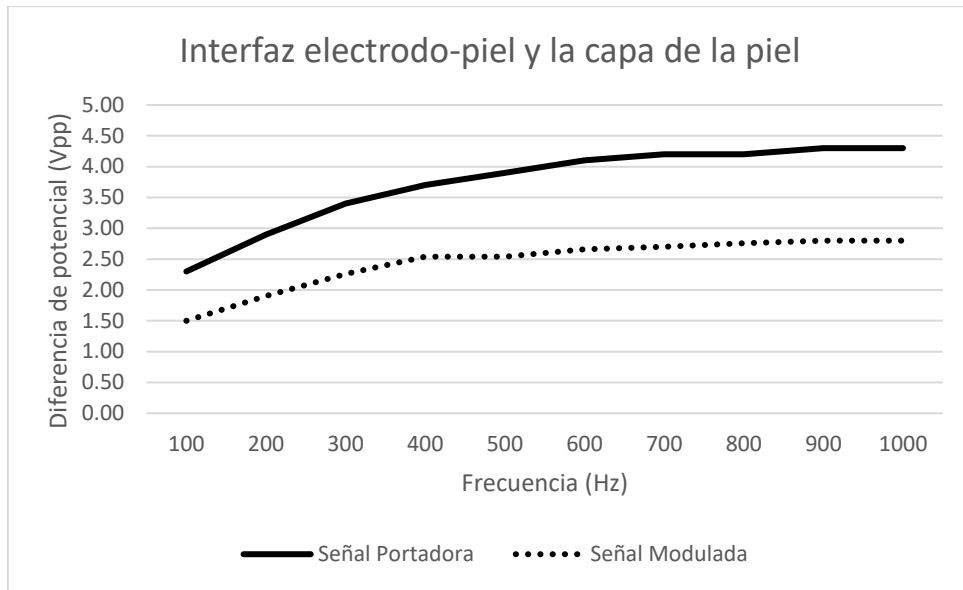


Fig. 43 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 44 se aprecia que la señal eléctrica con frecuencias en el rango de 1 a 10 kHz se propaga mejor a través de los circuitos equivalentes de las estructuras de la interfaz electrodo-piel y la piel.

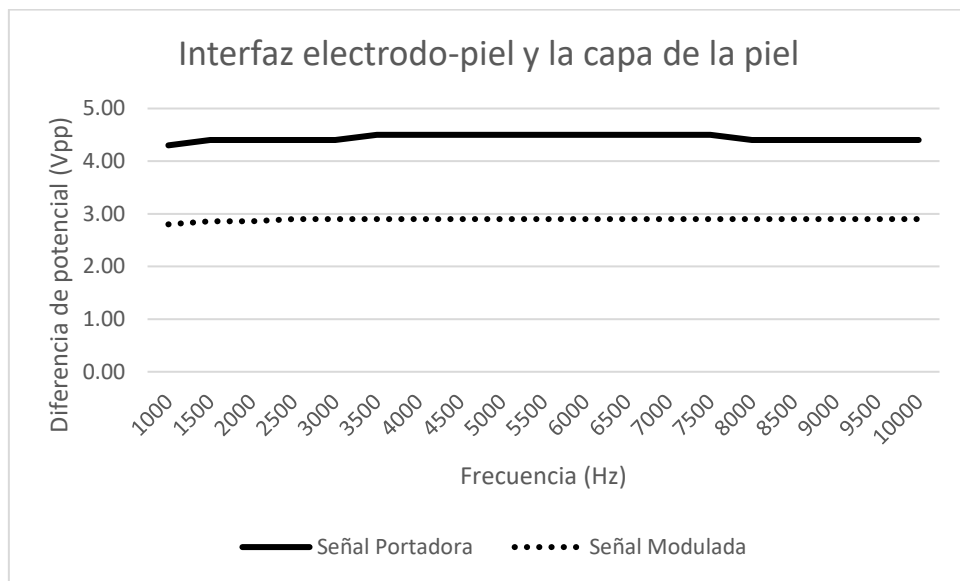


Fig. 44 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.1.3 Interfaz electrodo-piel y la capa grasa-músculo

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel con la capa de la grasa y músculo se muestran en la gráfica de la Fig. 45.

En esta gráfica se observa, que por encima de 700 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 70% de la amplitud inicial y del 50% en el caso de la señal modulada; esto sugiere una mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente.

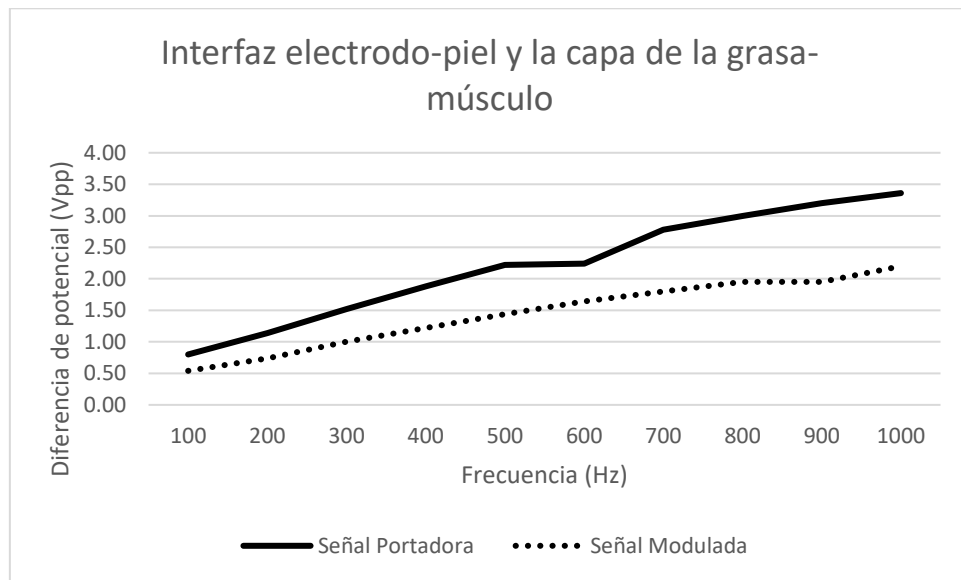


Fig. 45 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa-músculo. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 46 que por encima de 4 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 80% de la amplitud inicial y del 60% en el caso de la señal modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente, respecto del rango de frecuencias anterior.

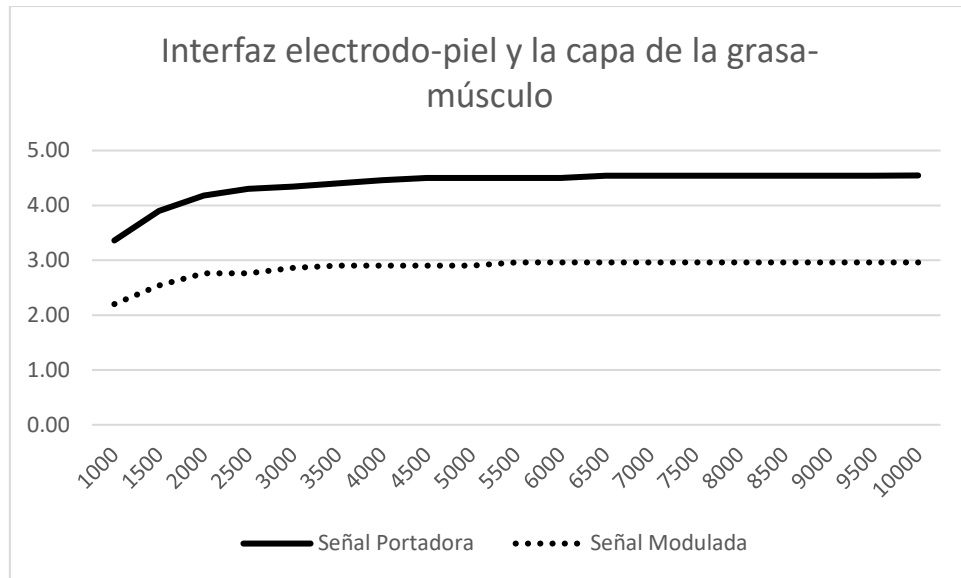


Fig. 46 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de grasa-músculo. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.1.4 Interfaz electrodo-piel y la capa del hueso

La gráfica de la Fig. 47 corresponde a la señal modulada de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso.

Esta gráfica podemos apreciar una diferencia de potencial por encima de 500 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 50% de la amplitud inicial y del 35% en el caso de la señal modulada; esto sugiere que la señal de entrada al hueso tiene una mayor diferencia de potencial.

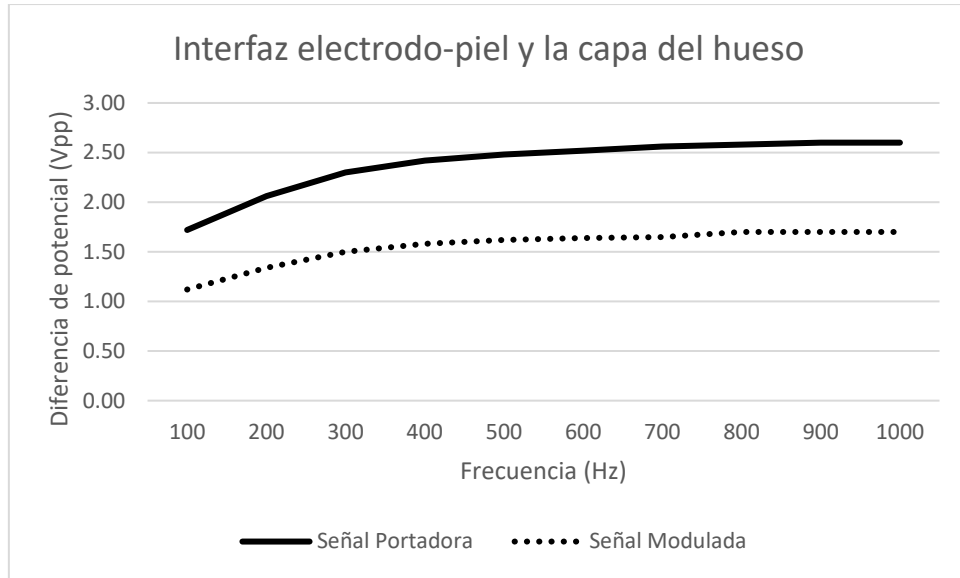


Fig. 47 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 48, se puede apreciar que en la capa del hueso la diferencia de potencial se reduce en 2%, tanto en la señal portadora como en la modulada respecto de los valores registrados en el ingreso del hueso; esta reducción sugiere un efecto mínimo de la señal en la capa de hueso.

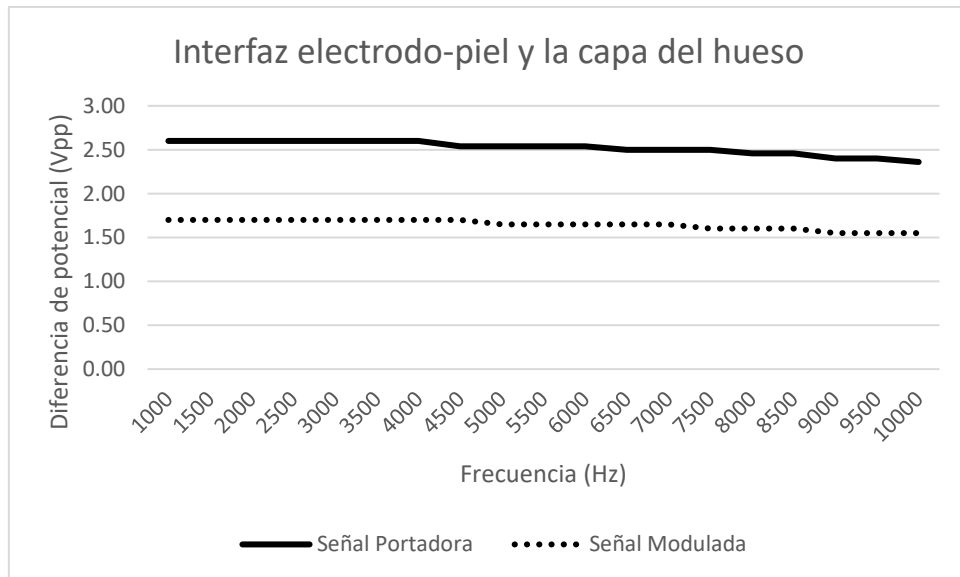


Fig. 48 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.1.5 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel, grasa y músculo

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel con la capa de la piel-grasa-músculo se muestran en la gráfica de la Fig. 49.

En esta gráfica podemos apreciar una diferencia de potencial que tiende a mantenerse constante entre 200 y 300 Hz en la señal portadora y la modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente. Se puede apreciar que en el conjunto de capas y la interfaz la diferencia de potencial se reduce en 40%, tanto en la señal portadora como modulada respecto a los valores obtenidos en las frecuencias anteriores.

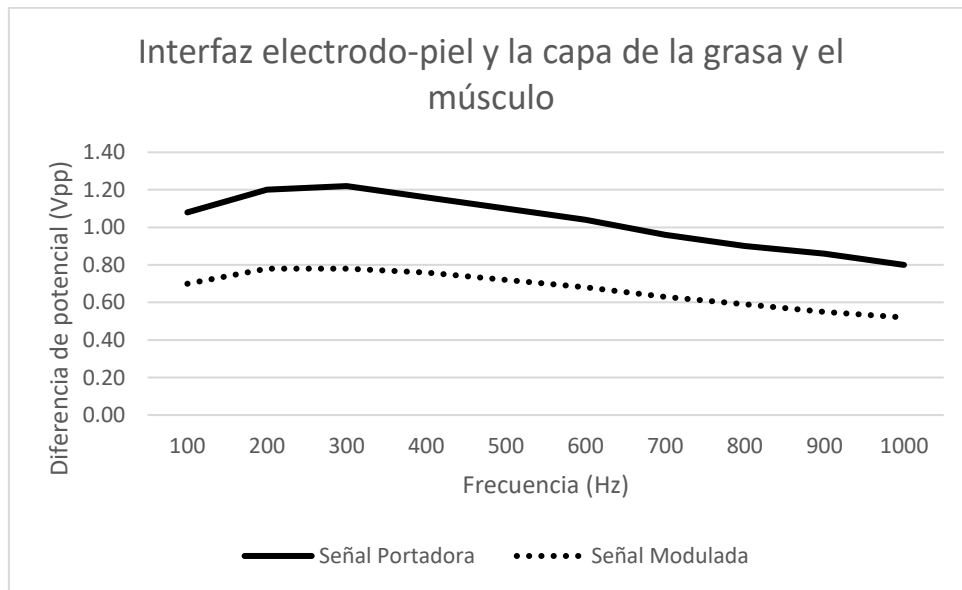


Fig. 49 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de piel-grasa-músculo. Rango de 100 Hz a 1 kHz

En la gráfica de la Fig. 50, se puede apreciar que en el conjunto de capas y la interfaz la diferencia de potencial se reduce en 40%, tanto en la señal portadora como modulada respecto a los valores obtenidos en las frecuencias anteriores.

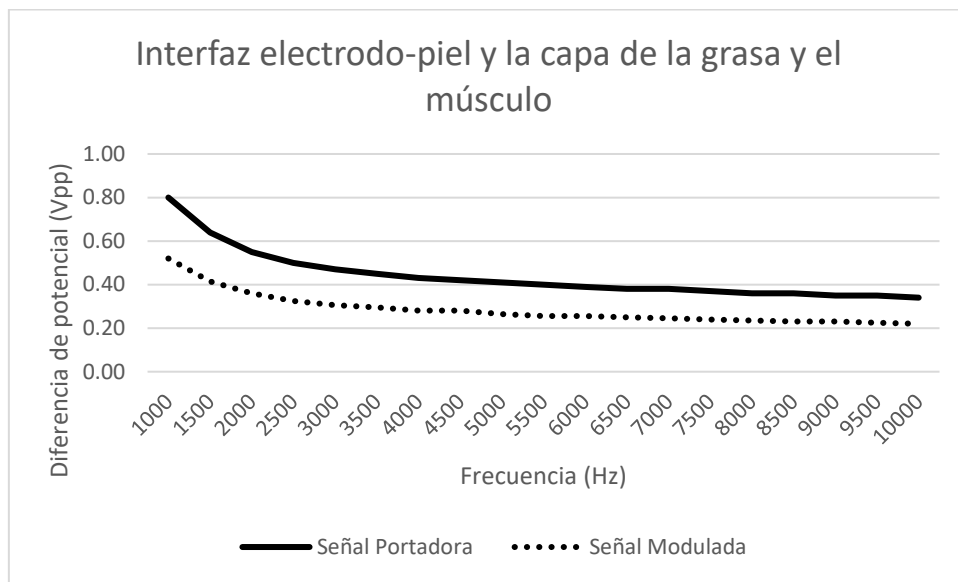


Fig. 50 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.2 Señal modulada de tipo triangular.

Los resultados de la transmisión de la señal modulada a través de los tejidos obtenidos con una señal moduladora triangular de 1 Vpp y una frecuencia de 10 Hz y una señal portadora triangular de 5 Vpp y un barrido de frecuencia en dos rangos: de 100 Hz a 1 kHz con intervalos de 100 Hz y 1 kHz a 10 kHz con intervalos de 500 Hz, se presentan en las siguientes secciones.

4.2.1 Interfaz electrodo-piel

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel se muestran en la gráfica de la Fig. 51.

En esta gráfica se observa que por encima de 800 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 40% de la amplitud inicial y del 25% en el caso de la señal modulada.

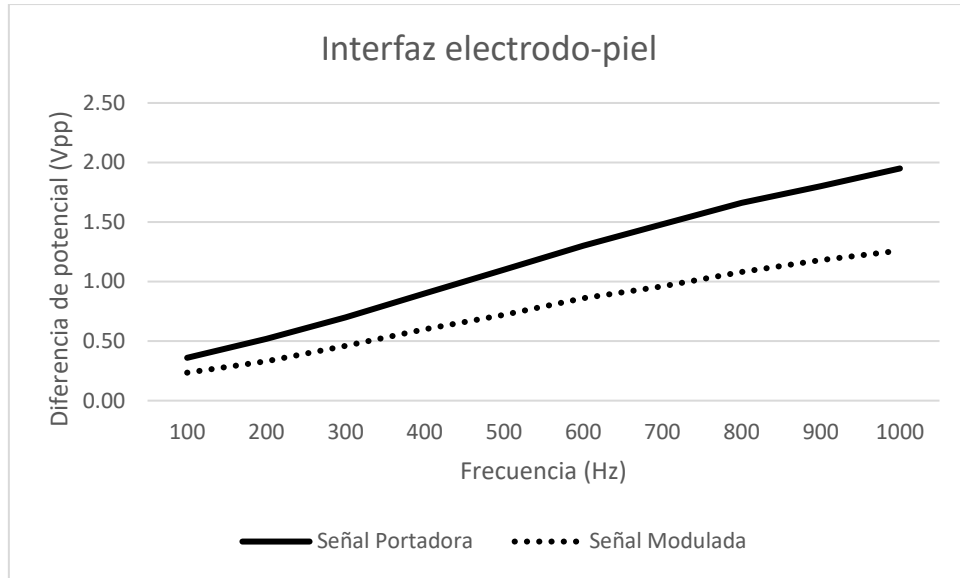


Fig. 51 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 52 se observa que por encima de 4.5 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 80% de la amplitud inicial y del 52% en el caso de la señal modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente, respecto del rango de frecuencias anterior.

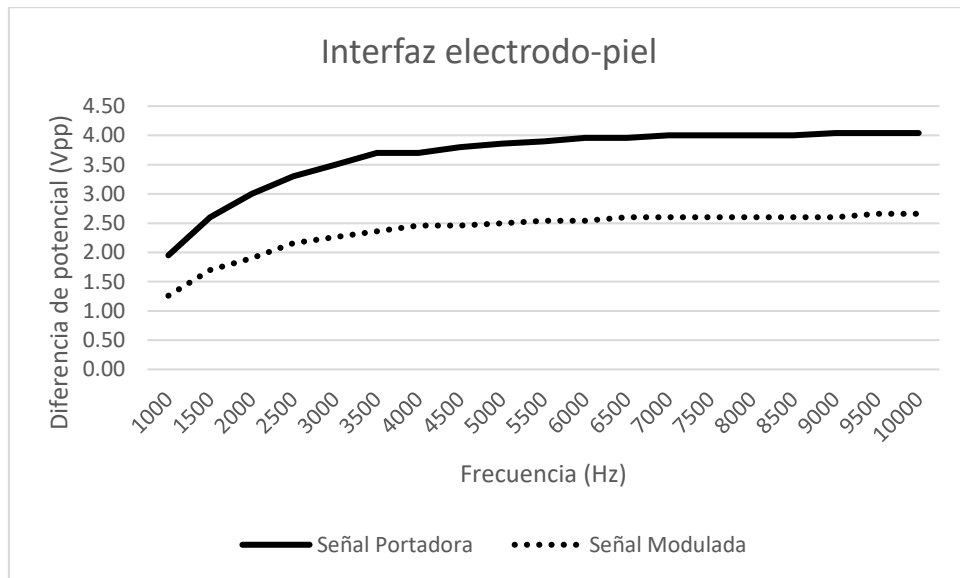


Fig. 52 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.2.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel se muestran en la gráfica de la Fig. 53.

En la gráfica con la señal triangular se observa que por encima de 900 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 86% de la amplitud inicial y del 56% en el caso de la señal modulada; esto sugiere una mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente.

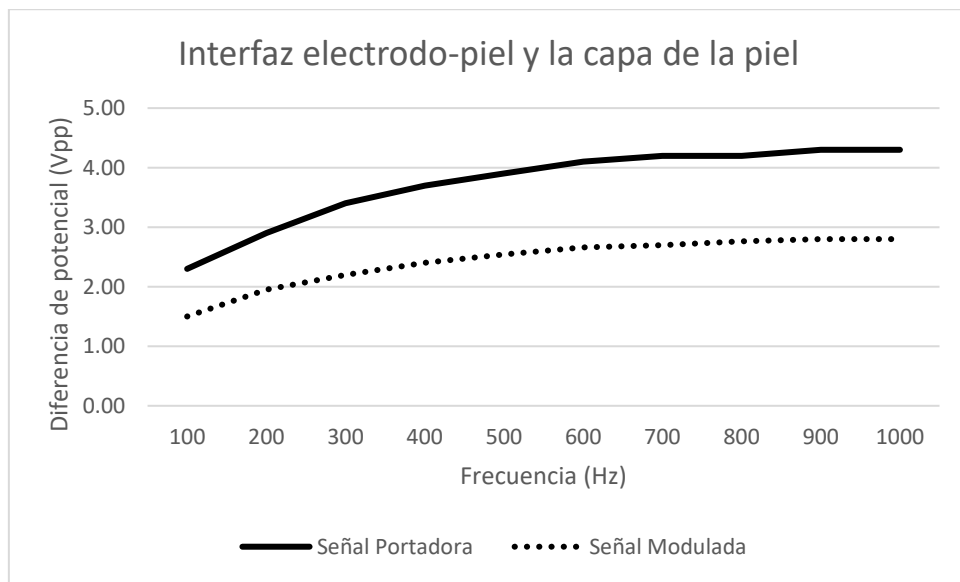


Fig. 53 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 54 se observa que en el rango de 4 a 7.5 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 90% de la amplitud inicial y del 58% en el caso de la

señal modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente, respecto del rango de frecuencias anterior.

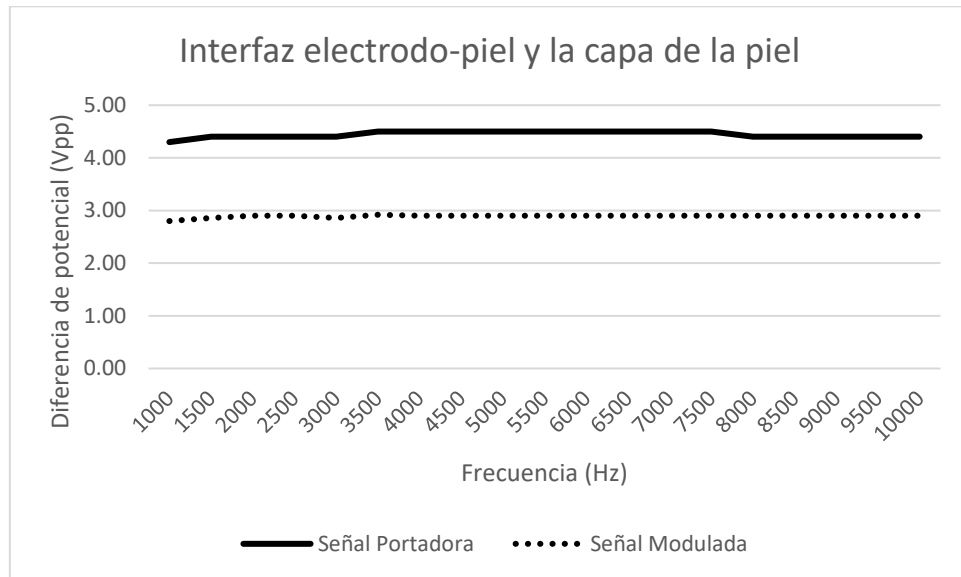


Fig. 54 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.2.3 Interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa y músculo

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa y músculo se muestran en la gráfica de la Fig. 55.

En la gráfica se observa que por encima de 800 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 60% de la amplitud inicial y del 20% en el caso de la señal modulada.

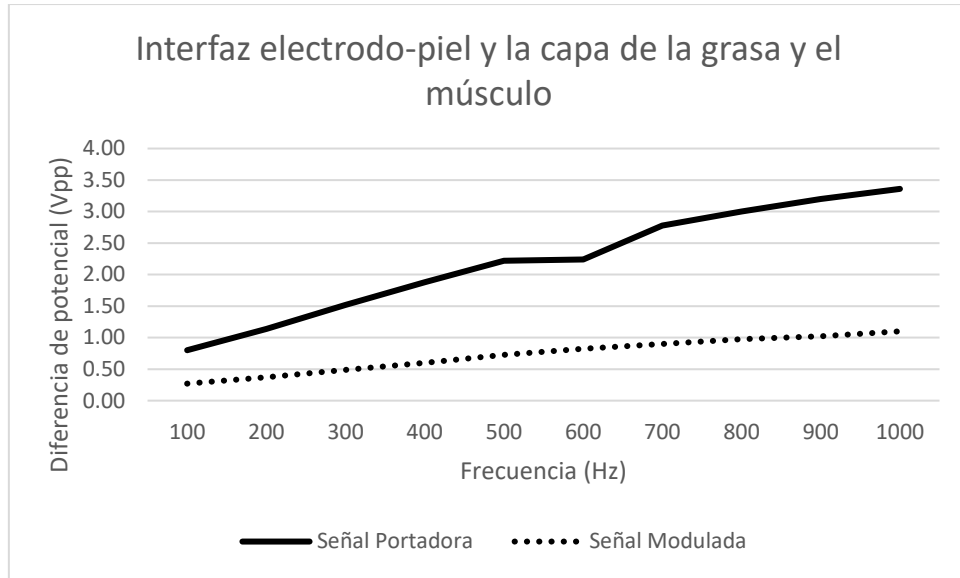


Fig. 55 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel-grasa-músculo. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 56 se observa que por encima de 4 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 89% de la amplitud inicial y del 58% en el caso de la señal modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente, respecto del rango de frecuencias anterior.

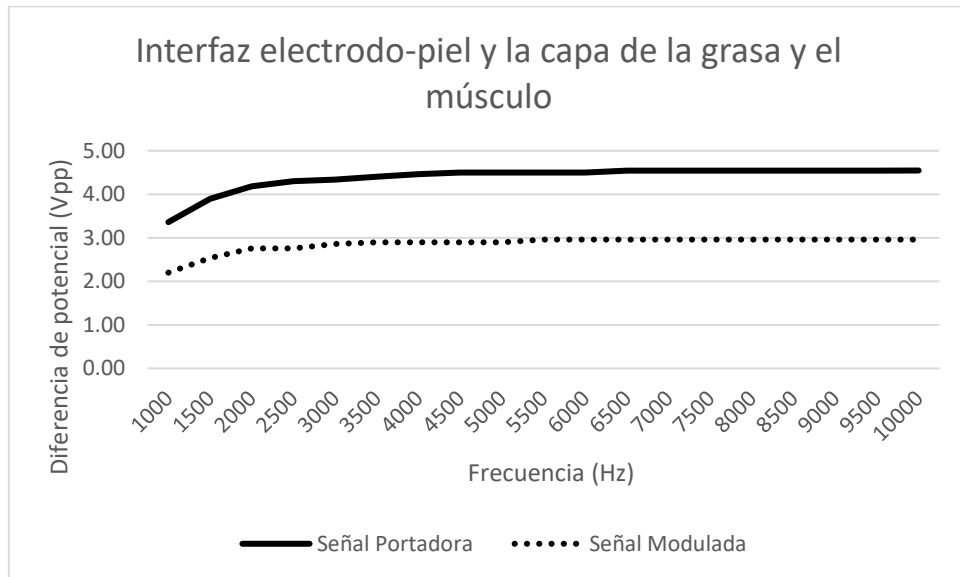


Fig. 56 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel-grasa-músculo. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.2.4 Interfaz electrodo-piel y la capa del hueso

La gráfica de la Fig. 57 corresponde a la señal modulada de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso.

En la gráfica se observa que por encima de 900 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 52% de la amplitud inicial y del 33% en el caso de la señal modulada.

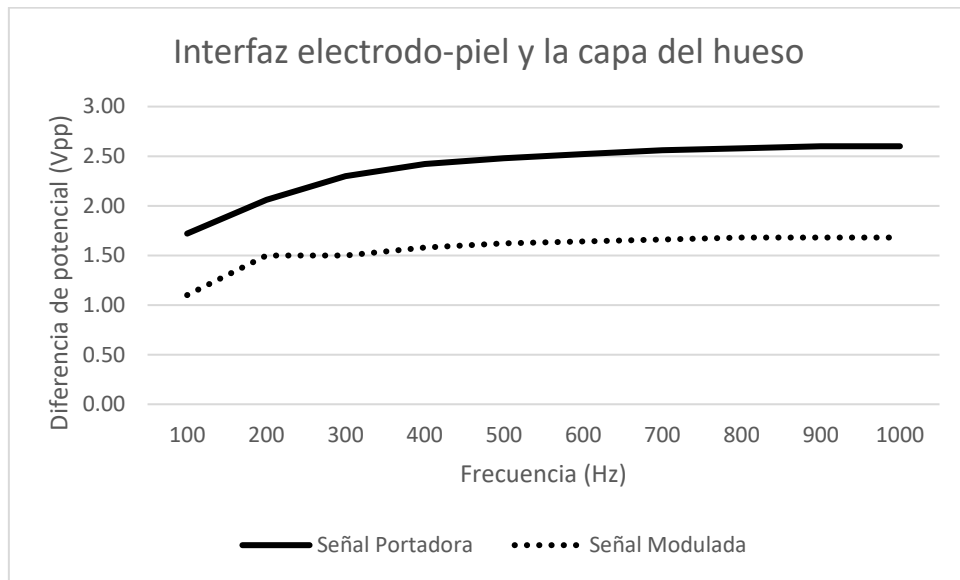


Fig. 57 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 58, se puede apreciar que en la capa del hueso la diferencia de potencial se reduce en 2%, tanto en la señal portadora como en la modulada respecto de los valores registrados en el ingreso del hueso; esta reducción sugiere un efecto mínimo de la señal en la capa de hueso.

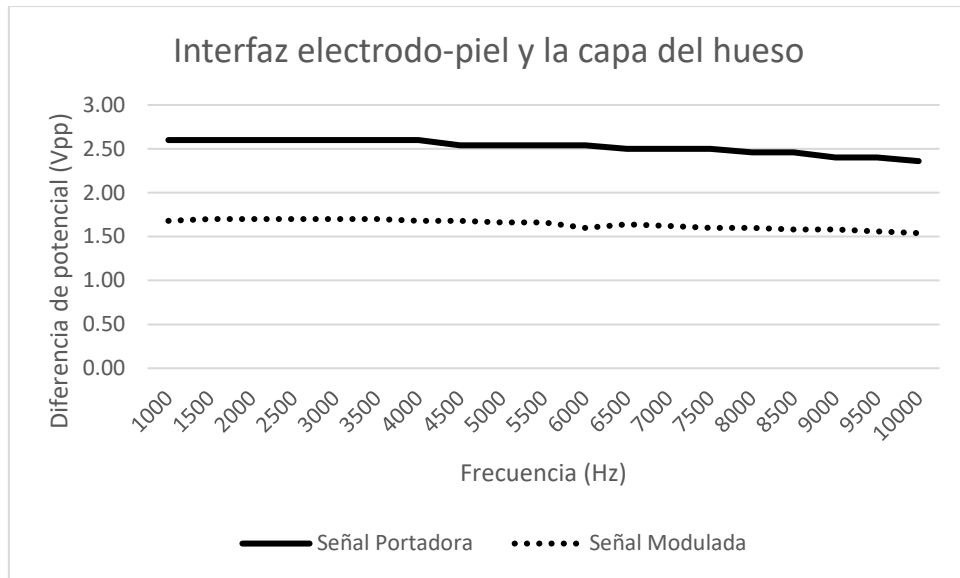


Fig. 58 Gráfica de la caída de potencial de la señal modulada tipo triangular de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso con la señal portadora. En un rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.2.5 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel, grasa y músculo

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel con la capa de la piel, grasa y músculo se muestran en la gráfica de la Fig. 59.

En esta gráfica se aprecia una diferencia de potencial que tiende a mantenerse constante entre 200 y 300 Hz en la señal portadora y la modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente. Se puede apreciar que en el conjunto de capas y la interfaz la diferencia de potencial se reduce en 40%, tanto en la señal portadora como modulada respecto a los valores obtenidos en las frecuencias anteriores.

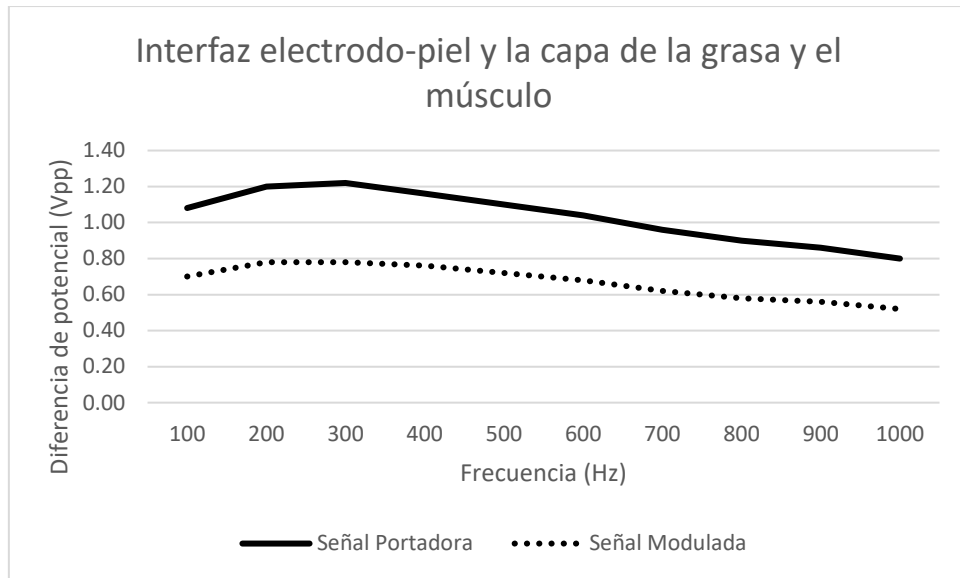


Fig. 59 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel-grasa-músculo. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la Fig. 60 se presenta una gráfica en la que se puede apreciar que en el conjunto de capas y la interfaz la diferencia de potencial se reduce en 40%, tanto en la señal portadora como modulada respecto a los valores obtenidos en las frecuencias anteriores.

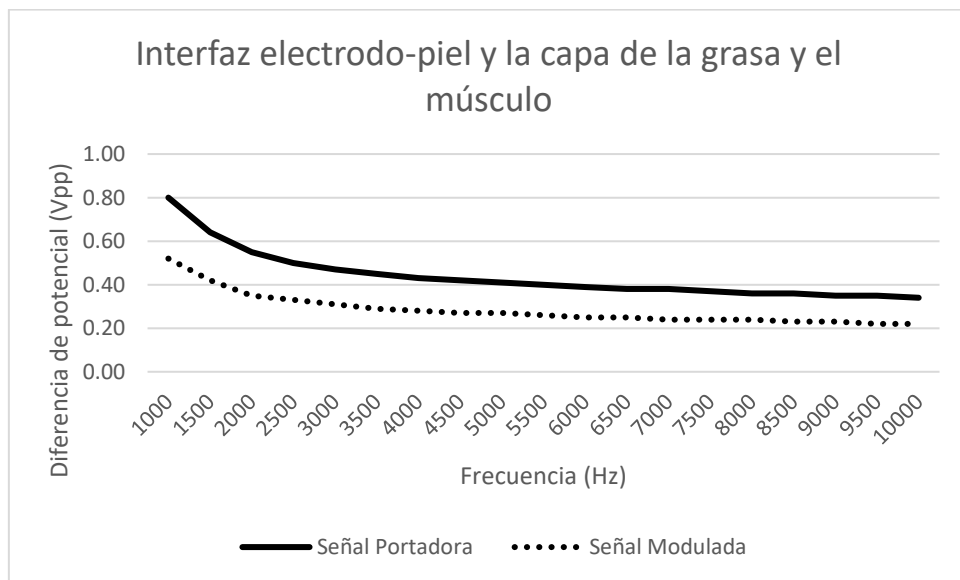


Fig. 60 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo triangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.3 Señal modulada de tipo rectangular

Los resultados de la transmisión de la señal modulada a través de los tejidos obtenidos con una señal moduladora rectangular de 1 Vpp y una frecuencia de 10 Hz y una señal portadora rectangular de 5 Vpp y un barrido de frecuencia en dos rangos: de 100 Hz a 1 kHz con intervalos de 100 Hz y 1 kHz a 10 kHz con intervalos de 500 Hz, se presentan en las siguientes secciones.

4.3.1 Interfaz electrodo-piel

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel se muestran en la gráfica de la Fig. 61.

En la gráfica de la Fig. se observa que por encima de 1 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 39% de la amplitud inicial y del 26% en el caso de la señal modulada.

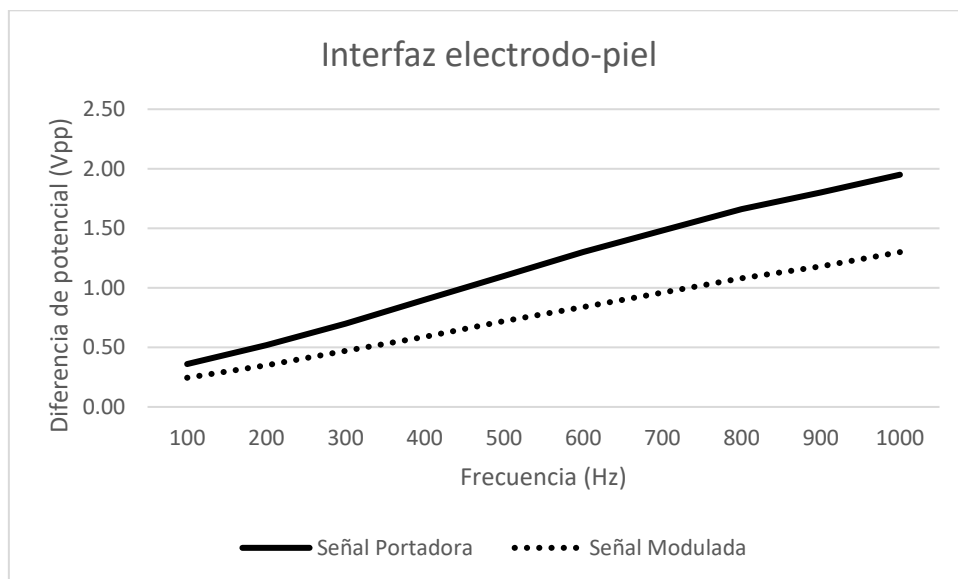


Fig. 61 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

En la gráfica de la Fig. 62, se observa que por encima de 7 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 80% de la amplitud inicial y del 52% en el caso de la señal modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente, respecto del rango de frecuencias anterior.

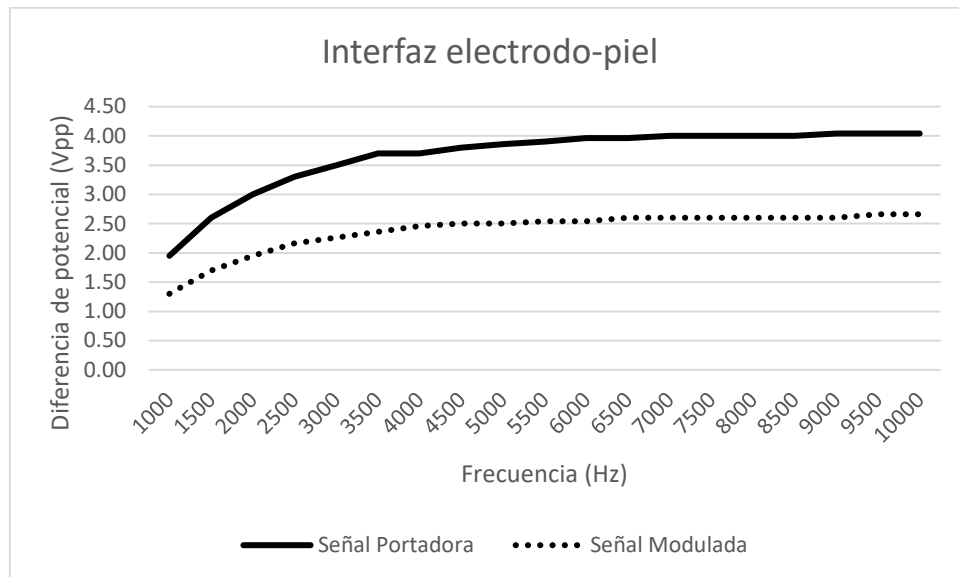


Fig. 62 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.3.2 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel se muestran en la gráfica de la Fig. 63.

La gráfica de la Fig. 63, se observa que por encima de 900 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 86% de la amplitud inicial y del 56% en el caso de la señal modulada; esto sugiere una mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente.

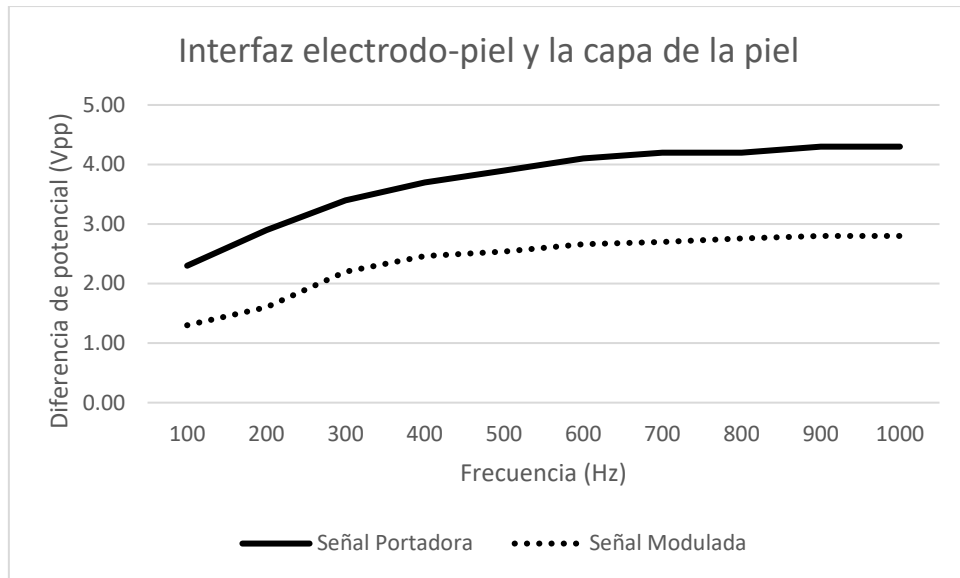


Fig. 63 Gráfica de la caída de potencial de la señal modulada tipo rectangular de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel con la señal portadora. En un rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 64. se observa que se mantiene constante entre 4.5 y 7.5 kHz en la señal portadora y la modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente.

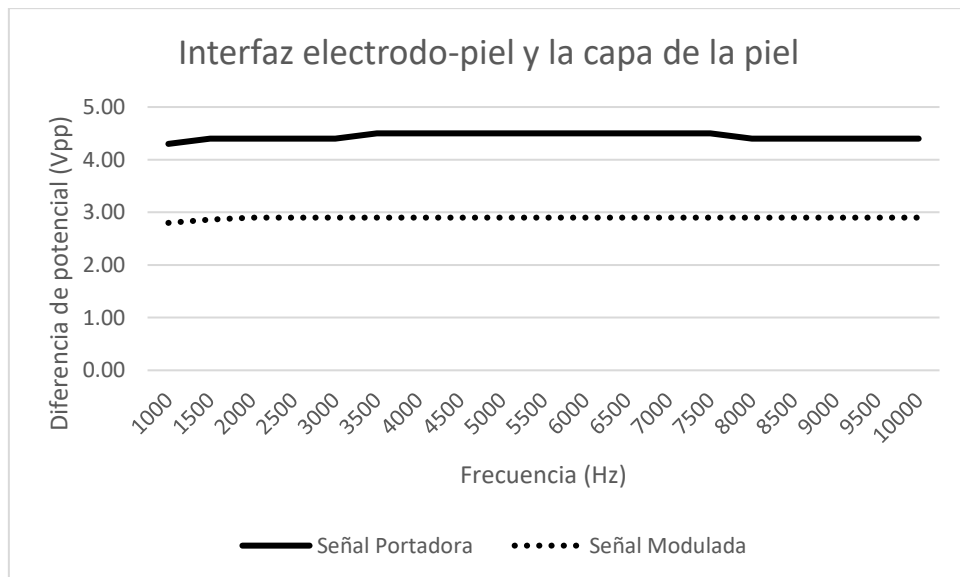


Fig. 64 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.3.3 Interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa y músculo

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa y músculo se muestran en la gráfica de la Fig. 65.

En la gráfica se observa que por encima de 1 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 67% de la amplitud inicial y del 44% en el caso de la señal modulada; esto sugiere una mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente.

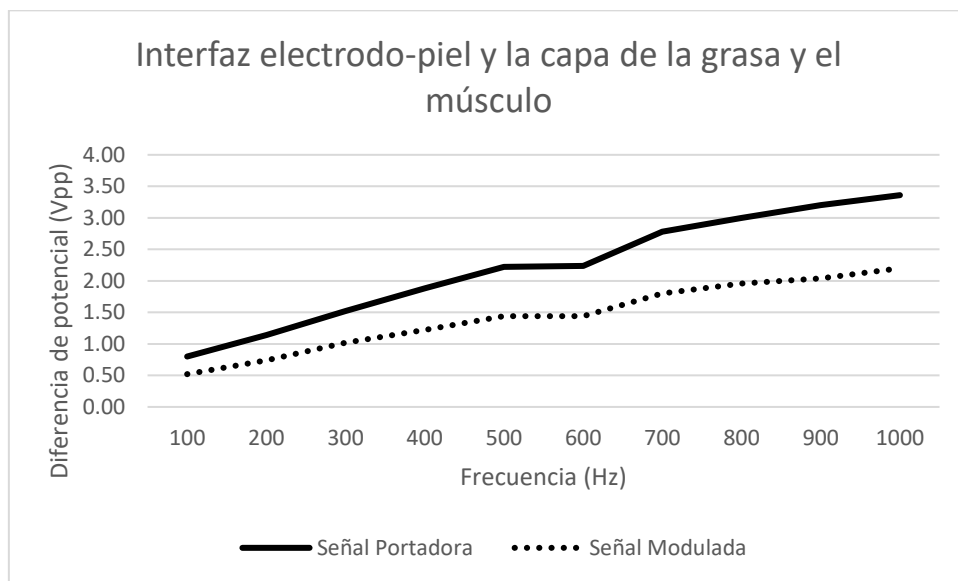


Fig. 65 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa-músculo. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 66 se observa que por encima de 2 kHz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 90% de la amplitud inicial y del 59% en el caso de la señal modulada; esto sugiere mejor propagación a través de estas estructuras hacia la capa subsecuente, respecto del rango de frecuencias anterior.

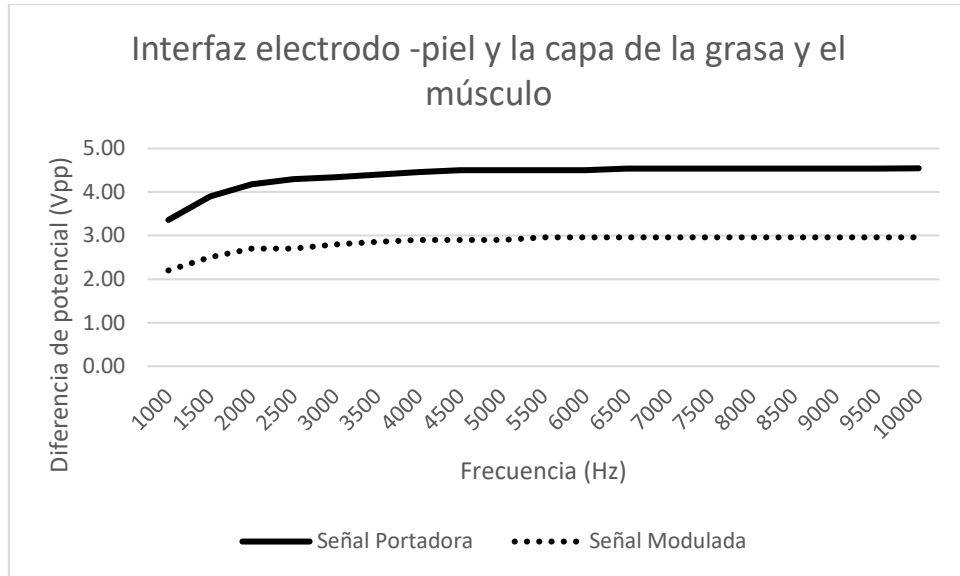


Fig. 66 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la grasa-músculo. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.4.4 Interfaz electrodo-piel y la capa del hueso

La gráfica de la Fig. 67 se aprecia una diferencia de potencial por encima de 700 Hz la diferencia de potencial en la señal portadora tiene valores del 52% de la amplitud inicial y del 33% en el caso de la señal modulada.

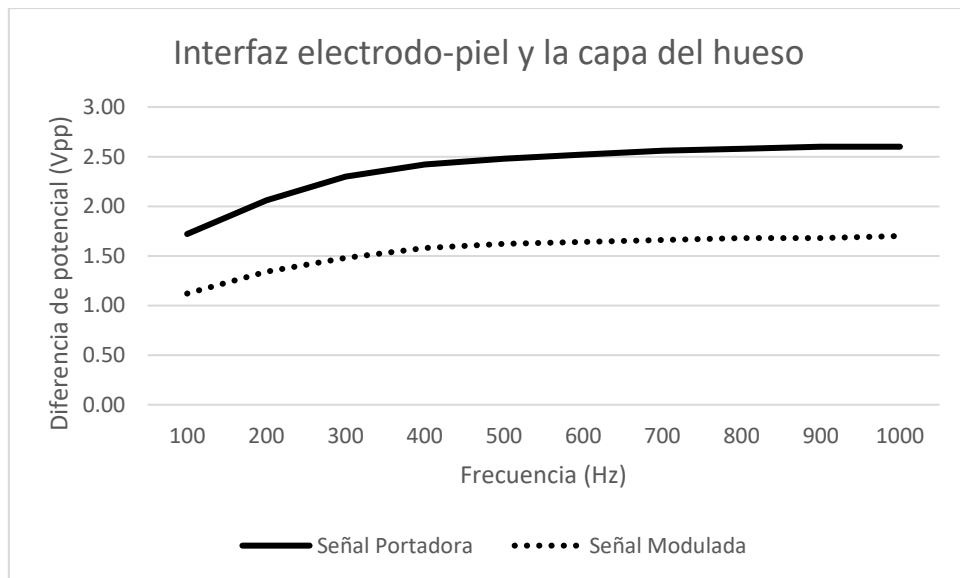


Fig. 67 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 68 se puede apreciar que en la capa del hueso la diferencia de potencial se reduce en 10%, tanto en la señal portadora como en la modulada respecto de los valores registrados en el ingreso del hueso; esta reducción sugiere un efecto mínimo de la señal en la capa de hueso.

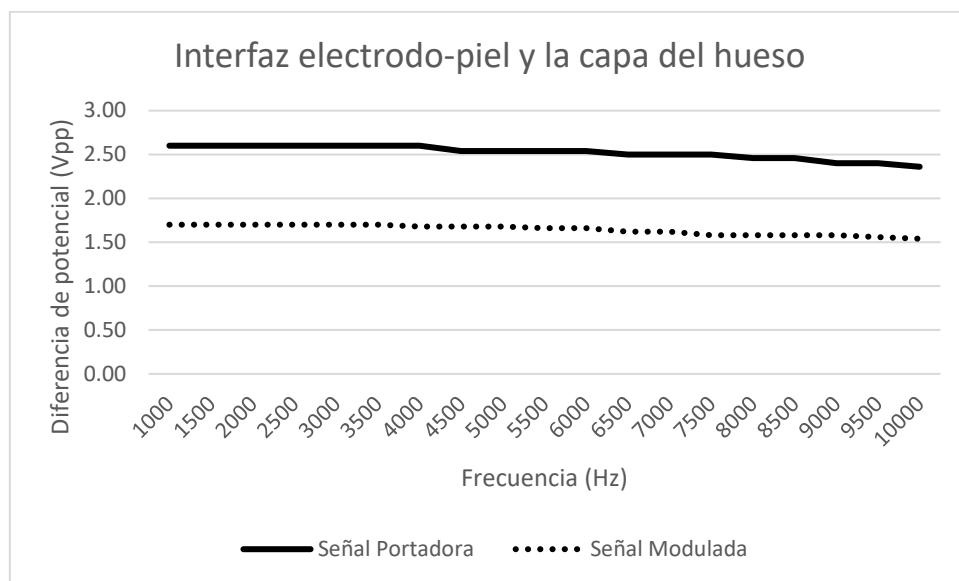


Fig. 68 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa del hueso. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

4.4.6 Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel, grasa, músculo y hueso

Los resultados de la medición de la interfaz electrodo-piel con la capa de la piel, grasa, músculo y hueso se muestran en la gráfica de la Fig. 69.

Esta gráfica se aprecia una diferencia de potencial tiende a mantenerse constante entre 200 y 300 Hz en la señal portadora y la modulada. Se puede apreciar que en el conjunto de capas y la interfaz la diferencia de potencial se reduce en 35%, tanto en la señal portadora como modulada respecto a los valores obtenidos en las frecuencias anteriores.

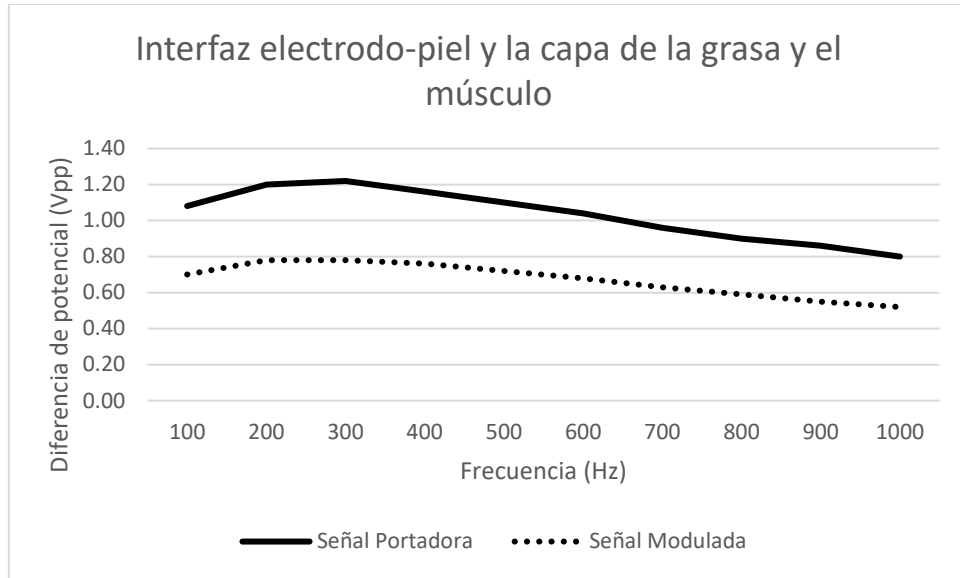


Fig. 69 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo rectangular que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel-grasa-músculo. Rango de 100 Hz a 1 kHz.

En la gráfica de la Fig. 70, se puede apreciar que en el conjunto de capas y la interfaz la diferencia de potencial se reduce en 52%, tanto en la señal portadora como modulada respecto a los valores obtenidos en las frecuencias anteriores.

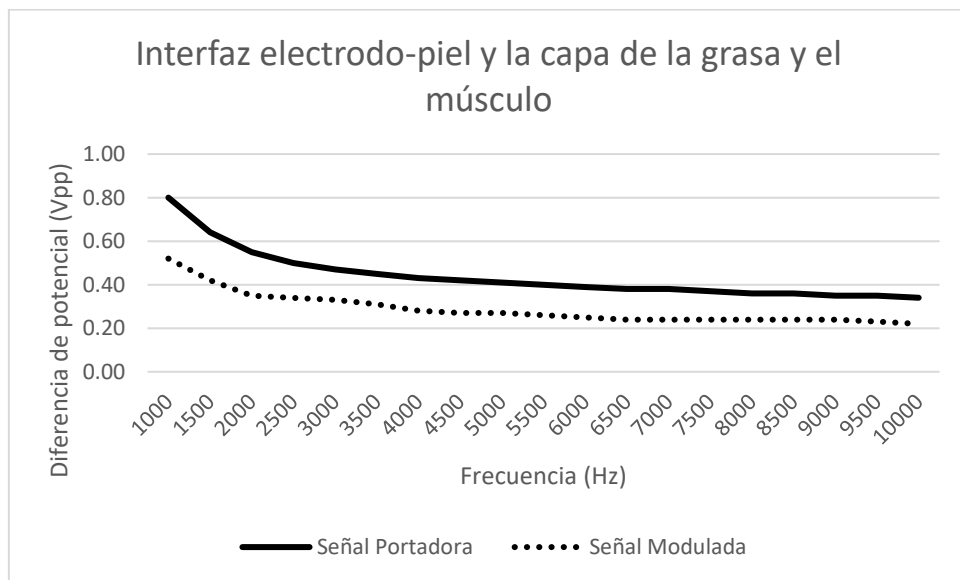


Fig. 70 Diferencia de potencial de las señales portadora y modulada tipo sinusoidal que manifiesta la propagación a través de la interfaz electrodo-piel y la capa de la piel-grasa-músculo. Rango de 1 kHz a 10 kHz.

En la tabla 1 se presenta de forma resumida el valor de la frecuencia de la señal portadora en el que se observó el mejor efecto de propagación para cada capa del tejido biológico.

Tabla 1. Rango de frecuencias con el mejor efecto de propagación en la capa de los tejidos biológicos

Señal moduladora	Interfaz electrodo- piel y la capa de la piel.	Interfaz electrodo- piel y la capa de la, grasa y músculo.	Interfaz electrodo- piel y la capa del hueso.	Interfaz electrodo-piel y la capa de la piel- grasa-músculo.
Sinusoidal	>900 Hz	> 4 kHz	> 900 Hz	> 300 Hz
Triangular	> 900 Hz	> 4 kHz	> 900 Hz	> 300 Hz
Rectangular	>900 Hz	> 2 kHz	> 900 Hz	> 400 Hz

Capítulo 5: Conclusiones y Perspectivas

Se logró el objetivo de simular el comportamiento de los modelos eléctricos de tejidos biológicos, por medio del software Proteus Profesional 8. Este programa permitió simular los circuitos equivalentes de cada modelo para estudiarlos ya sea por capa o en conjunto. Pudiendo hacer varias mediciones con la facilidad de hacer los cambios en los módulos sin exponer al tejido. Mismos que se pueden variar en el caso de ser requeridos en un rango de frecuencias de 1 kHz a 10 kHz. Después de este rango las simulaciones no se han probado.

Se evaluó la transmisión de señales eléctricas en las capas de tejido biológico mediante la determinación de las características frecuenciales de las señales sinusoidales portadoras que presentan menos atenuación. Se observó el efecto de la propagación en los modelos eléctricos de los tejidos mediante el barrido de frecuencia en el rango de 100 Hz a 10 kHz.

Esta aproximación podría ser una pauta para iniciar la experimentación en tejidos reales in vitro. Debido a que se pueden variar la frecuencia sin afectar al tejido, pudiendo simular los eventos diferentes a los comunes en la bibliografía.

Referencias

[1]	Laguna Z. V., Cardiel E., Garay L. I. y Hernández P. R., "Pan american health care exchanges", en <i>Estimulador eléctrico para estimulación nerviosa superficial usando pulsos</i> , Río de Janeiro, Brazil. 2011.
[2]	C. w. Kim see y T. Shie Ping, "RF transmission power loss variation with abdominal tissues thicknesses", <i>IEEE 13th International Conference on E-Health Networking</i> , pp. 282–286, 2011.
[3]	H. Mileaf, <i>Electronica serie uno siete</i> . Distrito Federal: Limusa, 1989.
[4]	M. y. C. Reitz, <i>Fundamentos de la teoría electromagnética</i> . Addison Wesley, 1996.
[5]	A. V. Oppenheim y A. S. Willsky, <i>Señales continuas y discretas</i> . Boston: Pearson Prentice Hall, 1998.
[6]	Tecnológico Nacional de México, "Señales eléctricas", <i>Tecnológico Nacional de México</i> , pp. 1–4, 2008.
[7]	Universidad Nacional de San Juan, Org., "Análisis Temporal de Sistemas Lineales Autónomos", Universidad Nacional de San Juan, San Juan.
[8]	J. E. Domblad, "Series de fourier aplicación: Análisis de señales", Universidad Nacional del Sur, Bahía Blanc, 2011.
[9]	Universidad Politecnica de Valencia, "Síntesis del sonido", Universidad Politecnica de Valencia, Valencia, 2020.
[10]	W. Tomasi, <i>Sistemas de comunicaciones electrónicas</i> . México: Pearson, 2003.
[11]	G. Escobar Altamirano y D. Jiménez León, "Control automático de velocidad vehicular", Universidad de las Américas Puebla, Puebla, 2005.
[12]	M. E. Moncada Acevedo, J. Aemando de la Cruz Saavedra y C. R. Pinedo Jaramillo, "Los campos bioeléctricos y algunas aplicaciones médicas", <i>Ingeniería Biomédica</i> , vol. 5, n.º 9, pp. 50–59, 2011.
[13]	Khan Academy. "Tejidos, órganos y sistemas de órganos".
[14]	Christopher & Dana Reeve Foundation. "Estimulación eléctrica funcional". New Jersey 2021,
[15]	Biolaster. "Electroestimulación Muscular". 2004
[16]	E. Correa, "Electrodos", Mexicali, 2016.
[17]	D. Lujan Villarreal, D. Schroeder y W. H. Krautschneider, "Equivalent circuit model to simulate the neuromuscular electrical stimulation", <i>Institute of Nanoelectronics</i> , pp. 46–52.
[18]	D. Díaz Cerecedo, P. Luna Lozano, Ó. Casas Piedrafita y R. Pallàs Areny, "Consideraciones sobre la denominación de los electrodos para señales bioeléctricas externas", Universitat Politècnica de Catalunya, Catalonia, 2012.
[19]	M. E. Moncada, M. d. P. Saldarriaga, A. F. Bravo y C. R. Pinedo, "Medición de impedancia eléctrica en tejido biológico", <i>Tecno Logicas</i> , n.º 25, pp. 51–76, 2010.
[20]	J. G. Webster, <i>Medical Instrumentation Application and Desing</i> . John Wiley & Sons, INC., 2009.
[21]	T. Keller y A. Kuhn, "Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation", <i>Journal of Automatic Control</i> , vol. 18, n.º 2, pp. 35–45, 2008.
[22]	H. Araiza Lizarde y R. Muñoz Guerrero, "Medición de la impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1000Hz", <i>Medigrafic Artemisa</i> , XXVIII, n.º 2, pp. 77–82, 2007.
[23]	L. A. Geddes y L. E. Baker, "The specific resistance of biological material-A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist", <i>Med & Blod. Engng</i> , vol. 5, pp. 271–293, 1967.
[24]	Díaz-Rodríguez, Rodríguez-Lorenzo, Castellano-Alarcon y Molina-Martos, "Ecografía del muslo normal", <i>Semergen</i> , vol. 34, pp. 119–125, 2008.
[25]	D. Miklavcic y N. Pavselj, "Electric properties of tissues", <i>Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering</i> , pp. 1–12, 2016.
[26]	V. Rossano, <i>Proteus</i> . Buenos Aires, 2013.