

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla



Facultad de Ciencias Físicas Matemáticas



Detección del desgaste en el cartílago de las rodillas a partir de electroartrografía

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

Licenciado en Física

Por

Diego De Alba Robles

Asesorado por

Dr. Lucio Fidel Rebolledo Herrera

Director de Tesis

M. en C. Margarita Amaro Aranda

Directora de Tesis

Puebla Pue.

Agosto 2024

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla



Facultad de Ciencias Físicas Matemáticas



Detección del desgaste en el cartílago de las rodillas a partir de electroartrografía

Tesis presentada al

Colegio de Física

como requisito parcial para la obtención del grado de

Licenciado en Física

Por

Diego De Alba Robles

Asesorado por

Dr. Lucio Fidel Rebolledo Herrera

Director de Tesis

M. en C. Margarita Amaro Aranda

Directora de Tesis

Puebla Pue.

Agosto 2024

Título: Detección del desgaste en el cartílago de las rodillas a partir de electroartrografía

Estudiante: DIEGO DE ALBA ROBLES

COMITÉ

Dr. Javier Miguel Hernández López
Presidente

Dr. Roberto Carlos Ambrosio Lázaro
Secretario

Dr. Fernando Moreno Barbosa
Vocal

Dra. Nayeli Huidobro González
Vocal

Dr. Lucio Fidel Rebolledo Herrera / M. en C. Margarita Amaro Aranda
Asesores

Dedicatoria

A mis padres que siempre me han apoyado, tanto en mis estudios como en la vida.

Agradecimientos

Este logro académico se debe al esfuerzo de muchas personas que me han apoyado a lo largo de mi vida y sin ellas no estaría donde estoy hoy. Especialmente, estoy agradecido con mis padres, Josefina Robles Uribe y Carlos Javier de Alba Góngora, quienes me apoyaron en todas las formas que uno puede imaginar, y sin su ayuda no sería la persona que soy hoy.

Quiero agradecer a mis amigos quienes me han acompañado a lo largo de los años en los buenos y malos momentos, especialmente a Luisa Fernanda García Oropeza, Paloma Hernández Veytia, Marina Barraza Rojo, Montserrat Renteria Vergara, Angeles Hernández Tapia, Gala Itan-Dehui Sánchez Seguame, Andrés Sánchez Vargas, Mario Andrés Castañeda Villarreal, Mauricio Andrés Cortés Hernández, Pablo Garcia Bedoy Fernández, Santiago Romero Riggen, Fernando Soriano Gómez, Fernando Valencia Salinas, Carlos Guillermo Sánchez Galaz, Juan Pablo Rodríguez Alonso, Federico Alexis Ochoa González, Erick Ruíz Sanchez, Luis Zepeda Torres y José Emiliano Viaña Portillo.

Además de brindarme su apoyo como amigos, Erick y Luis fueron fundamentales para que este trabajo llegara a ser lo que es hoy. Antes de elegir este tema para mi tesis, ya existía un proyecto de investigación en conjunto iniciado por los tres, en el cual participaron activamente tanto en la investigación documental como en la realización del experimento.

De igual manera, agradezco a mis profesores de la carrera y toda la comunidad FCFM, por ser parte de mi vida universitaria y ayudarme en los momentos que lo necesité. Estoy especialmente agradecido con el Dr. Lucio, quien me apoyó y guió en toda esta última etapa de la licenciatura; sin él, este trabajo no hubiera sido posible. Por último, agradecerle a la Dra. María Helguera Martínez por tomarse el tiempo y el interés de ayudarme a corregir y pulir este escrito.

Estoy muy agradecido con esta etapa de mi vida y con todas las personas que me acompañaron en ella. Gracias a todos.

Índice general

Dedicatoria	v
Agradecimientos	vii
Resumen	xvii
1. Introducción	1
1.1. Estado del Arte	1
1.2. Hipótesis	3
1.3. Objetivo	3
1.3.1. Objetivos Específicos	3
1.4. Estructura de Tesis	4
2. Marco Teórico	5
2.1. Anatomía y medicina	5
2.1.1. Anatomía de la rodilla	5
2.1.2. Osteoartritis	6
2.1.3. Cuestionario KOOS	8
2.2. Biofísica	9
2.2.1. Generación de potenciales eléctricos en el cartílago	9
2.2.2. Bioseñales	10
2.3. Equipo de toma de datos	12
2.3.1. Técnicas no invasivas	12
2.3.2. Electrodo	12
2.3.3. Amplificadores de bioseñales	15
2.4. Análisis de datos	16
2.4.1. Filtros digitales	16
2.4.2. Series de Fourier y transformada de Fourier	17
2.4.3. Transformada directa de Fourier y algoritmos de la transformada rápida de Fourier	20
2.4.4. Distribuciones de probabilidad	22
2.4.5. Prueba U de Mann-Whitney	25
3. Metodología	27
3.1. Diseño del experimento	27
3.1.1. Estandarización	29
3.1.2. Selección de poblaciones	30
3.2. Realización del experimento	31
3.2.1. Preparación del sujeto	31
3.2.2. Toma de datos	32
3.3. Análisis de datos	33

3.3.1.	Filtro de datos	33
3.3.2.	Espectro de frecuencia	37
3.3.3.	Energía de la señal	38
3.3.4.	Potencial Eléctrico de la señal	39
3.3.5.	Comparación de métodos	40
3.3.6.	Evaluación de los cuestionarios KOOS	40
3.3.7.	Diagnóstico preliminar	40
4.	Resultados	43
4.1.	Espectro de la frecuencia	43
4.2.	Energía de la señal	47
4.3.	Potencial eléctrico de la señal	51
4.4.	Comparación de figuras de mérito	56
4.5.	Resultados del cuestionario KOOS	59
4.6.	Diagnóstico preliminar	61
5.	Conclusiones	67
	Apéndices	71
A.	Cuestionario KOOS	71
B.	Cuestionario de criterios de inclusión y exclusión	76
C.	Carta de consentimiento informado	79
D.	Gráficas complementarias del análisis del espectro de frecuencia	80
D.1.	Ejemplo de gráficas del espectro de frecuencia para un sujeto de sexo femenino de la población sin factores de riesgo	80
D.2.	Ejemplo de gráficas del espectro de frecuencia para sujetos de ambos sexos de la población con factores de riesgo	81
E.	Gráficas complementarias del análisis de energía de la señal	83
E.1.	Histogramas	83
E.2.	Gráficas de probabilidad del ajuste de distribución	85
F.	Gráficas complementarias del análisis del potencial eléctrico	87
F.1.	Ejemplo de gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para un sujeto de la segunda población	87
F.2.	Histogramas	88
F.3.	Gráficas de probabilidad del ajuste de distribución	90
G.	Gráficas complementarias para el diagnóstico de los sujetos	92
G.1.	Gráficas del potencial eléctrico por sujeto	92
H.	Integrantes del proyecto de investigación previo a esta tesis	94
	Bibliografía	95

Índice de figuras

2.1. Articulación de la rodilla sin capsula articular [19].	5
2.2. Fisiopatología de la osteoartritis [25].	7
2.3. Desarrollo y progresión de la osteoartritis [25].	7
2.4. Factores de riesgo de aparición y progresión de la osteoartritis [25].	8
2.5. Diagrama estructural de la matriz extracelular del cartílago hialino [28].	9
2.6. Esquema de la generación de potenciales eléctricos dentro de la matriz extracelular del cartílago hialino [29].	10
2.7. Diagrama de pasos para la detección y procesamiento de las bioseñales [30].	11
2.8. Circuito RC equivalente al cambio de medio [31].	14
2.9. Diagrama de un circuito equivalente de un amplificador diferencial conectado a dos electrodos en contacto con un electrolito sobre la piel [31].	14
2.10. Amplificador no inverso [31].	15
2.11. Amplificador de instrumentación [31].	15
2.12. Diagrama de un filtro digital [32].	16
2.13. Respuesta de la magnitud de frecuencia para filtros Butterworth de diferentes órdenes.	17
2.14. Gráfica del espectro de densidad de potencia [33].	19
2.15. Gráfica de la distribución normal [36].	23
3.1. Imagen del dispositivo usado para la toma de datos.	27
3.2. Enfoque en la parte del dispositivo con la cual se aplica la fuerza de compresión.	27
3.3. Colocación designado para los cuatro electrodos: 1-Interno, 2-Rótula Interno, 3-Rótula Externo y 4- Externo.	29
3.4. Ubicación del electrodo de referencia (azul) y tierra (verde).	29
3.5. Gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para los 3 pesos propuestos en la estandarización.	29
3.6. Foto durante la colocación de los electrodos.	32
3.7. Foto durante la realización de una prueba.	32
3.8. Gráfica de relación señal ruido de la señal filtrada.	33
3.9. Filtro tipo IIR Butterworth pasa-bajas, con orden $N = 10$, frecuencia de muestreo $f_s = 200Hz$ y frecuencia de corte $f_c = 5Hz$	33
3.10. Comparación entre la transformada de Fourier para las señales antes y después de ser filtradas.	34
3.11. Comparación entre las señales antes y después de ser filtradas.	35
3.12. Gráfica de la segmentación de intervalos de compresión, para una prueba de un sujeto de la población sin factores de riesgo.	36
3.13. Gráfica de la segmentación de intervalos de compresión, para una prueba de un sujeto de la población con factores de riesgo.	37

4.1. Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para un sujeto de sexo masculino de la población sin factores de riesgo.	43
4.2. Espectro de frecuencia ampliado sobre cada electrodo.	44
4.3. Histogramas de los picos de potencia durante cada acción para el sexo masculino en la pierna derecha de la población control.	45
4.4. Histogramas de los picos de potencia durante cada acción para el sexo masculino en la pierna derecha de la población en riesgo.	46
4.5. Histogramas de la potencia en relación con la frecuencia para ambas poblaciones.	47
4.6. Histogramas comparativos de la energía durante compresiones entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.	48
4.7. Gráficas de probabilidad al ajuste de distribución de la energía entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.	49
4.8. Gráficas de resultados finales para el análisis de la energía durante las compresiones.	51
4.9. Gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para un sujeto de la población control.	52
4.10. Histogramas comparativos del potencial eléctrico durante la compresión entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.	53
4.11. Gráficas de probabilidad al ajuste de distribución del potencial eléctrico entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.	54
4.12. Gráficas de resultados finales para el análisis del potencial eléctrico durante las compresiones.	55
4.13. Gráficas del potencial eléctrico por sujeto para el electrodo rotular lateral.	62
1. Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para un sujeto de sexo femenino de la población sin factores de riesgo.	80
2. Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para sujetos del sexo masculino de la población con factores de riesgo.	81
3. Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para sujetos del sexo femenino de la población con factores de riesgo.	82
4. Histogramas de la energía durante la compresión para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.	83
5. Histogramas de la energía durante la compresión para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.	84
6. Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV de la energía para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.	85
7. Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV de la energía para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.	86
8. Gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para un sujeto de la segunda población.	87
9. Histogramas del potencial eléctrico durante la compresión para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.	88
10. Histogramas del potencial eléctrico durante la compresión para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.	89
11. Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV del potencial eléctrico para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.	90
12. Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV del potencial eléctrico para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.	91
13. Gráficas del potencial eléctrico por sujeto para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.	92

14.	Gráficas del potencial eléctrico por sujeto para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.	93
15.	Integrantes del proyecto de investigación previo a esta tesis.	94

Índice de tablas

4.1. Medias de los picos de potencia durante la compresión para la población control.	45
4.2. Medias de los picos de potencia durante el reposo para la población control. . . .	45
4.3. Medias de los picos de potencia durante la compresión para la población en riesgo.	46
4.4. Medias de los picos de potencia durante el reposo para la población en riesgo. . .	46
4.5. Medias y desviaciones estándar de la energía en la población control.	49
4.6. Medias y desviaciones estándar de la energía en la población en riesgo.	50
4.7. Medias y desviaciones estándar del potencial eléctrico en la población control. .	54
4.8. Medias y desviaciones estándar del potencial eléctrico en la población en riesgo.	54
4.9. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la potencia de los hombres (M-Medial, RM-Rótula medial, RL-Rótula lateral y L-Lateral).	57
4.10. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la potencia de las mujeres.	57
4.11. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la energía de los hombres.	57
4.12. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la energía de las mujeres.	57
4.13. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para el potencial eléctrico de los hombres.	58
4.14. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para el potencial eléctrico de las mujeres.	58
4.15. Resultados finales de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para las tres figuras de mérito de los hombres.	58
4.16. Resultados finales de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para las tres figuras de mérito de las mujeres.	59
4.17. Resultados del cuestionario KOOS para la población control.	60
4.18. Resultados del cuestionario KOOS para la población en riesgo.	61
4.19. Electrodo con valores fuera de su rango designado para la población control. . .	63
4.20. Electrodo con valores fuera de su rango designado para la población en riesgo. .	65

Resumen

Esta tesis propone una nueva metodología para la detección temprana del desgaste articular en las rodillas de forma no invasiva. Utilizando la técnica emergente llamada electroartrografía (EAG), se pueden medir los diferenciales de potencial eléctrico generados en el cartílago de las rodillas durante la carga articular y observar una diferencia estadísticamente significativa entre dos poblaciones: una de control y otra con factores de riesgo a la osteoartritis (OA), enfermedad caracterizada por el desgaste articular en las rodillas.

Se realizaron experimentos con 40 sujetos, a quienes se les aplicaron pequeñas cargas articulares mientras permanecían sentados, registrando las señales EAG. Posteriormente, se analizó la señal directamente, así como su espectro de frecuencia y energía, para determinar cuál figura de mérito presentaba los mejores resultados.

Los resultados mostraron que sí existe una diferencia entre las poblaciones. La población control presentó magnitudes mayores en las tres figuras de mérito utilizadas en el análisis, y se determinó que el enfoque más efectivo es a través de los diferenciales de potencial eléctrico.

Este trabajo no solo presentó una nueva metodología para la aplicación de EAG en la detección del desgaste articular, sino que también validó su capacidad para distinguir entre dos poblaciones sin diagnóstico previo a la OA.

Palabras clave: *Electroartrografía (EAG), osteoartritis (OA), desgaste articular, diagnóstico temprano, clasificación, población en riesgo.*

CAPÍTULO 1
Introducción

En la actualidad, la osteoartritis (OA) se ha convertido en una de las principales causas de discapacidad en el mundo, son cientos de millones de personas las que la padecen [1]. Esta enfermedad, caracterizada por el desgaste progresivo del cartílago en la rodilla, se detecta comúnmente, cuando el daño ya es permanente y severo. Las limitaciones del diagnóstico temprano resaltan la necesidad de desarrollar técnicas innovadoras y accesibles que permitan la detección de dichas alteraciones, antes de que sean irreversibles. En este contexto, la técnica emergente llamada electroartrografía (EAG por sus siglas en inglés), abre las posibilidades a un diagnóstico temprano y no invasiva de la OA, a través de la detección de bioseñales durante la carga articular mediante electrodos sobre la superficie de la rodilla. Estas bioseñales se pueden asociar a la salud del cartílago. No obstante, hay pocos artículos sobre la EAG y ninguno ha determinado una metodología que realice un diagnóstico de la enfermedad en etapas tempranas. En esta tesis se presentó por primera vez una metodología que emplea la EAG para establecer una distinción entre una población sin factores de riesgo a la OA (población control) y la población con factores de riesgo, y con esto sentar las bases de una metodología que puede detectar la OA en etapas tempranas.

Sección 1.1.

Estado del Arte

En la práctica médica habitual, el diagnóstico de la OA es esencialmente clínico y los estudios imagenológicos se usan para la confirmación o el abordaje de diagnósticos diferenciales, siendo la radiografía la más empleada, mientras que la tomografía computarizada o la resonancia magnética, se solicitan raramente [1]. El mayor problema con estas prácticas es que el diagnóstico clínico no puede considerar la OA hasta que el paciente presente molestias y dolores continuos en la/s rodilla/s, y debido a que se trata de una enfermedad degenerativa, el daño ocasionado es irreversible. Por lo tanto, nos enfrentamos a la incapacidad de ralentizar o detener la OA, antes de que sea necesario la implementación de una prótesis de rodilla.

En 2013, Savard P. en su artículo titulado *Electroarthrography: a novel method to assess articular cartilage and diagnose osteoarthritis by non-invasive measurement of load-induced electrical potentials at the surface of the knee* [2] presenta un nuevo método llamado EAG en el cual propone medir los potenciales eléctricos generados en el cartílago durante una carga articular sobre la superficie de las rodillas. Los potenciales eléctricos, se deben a la composición de la matriz extracelular (MEC) del cartílago, que está conformada principalmente por proteoglucanos dentro de una red de colágeno tipo II. Los proteoglucanos contienen una gran concentración de glucosaminoglicano (GAG por sus siglas en inglés) cargados negativamente por sus grupos sulfato y carboxilos [3]. Al momento de recibir una carga mecánica, se genera un flujo de líquido intersticial que transporta los iones positivos del sodio que se encontraban presentes para equilibrar a los GAG's cargados negativamente, generando así un desplazamiento del sodio en relación con los grupos sulfato y carboxilo fijos en los GAG's, produciendo potenciales eléctricos [4] [5]. Estos potenciales eléctricos pueden servir como biomarcadores de la salud del

cartílago, ya que se ha reportado que la degradación de la MEC del cartílago, provoca menores potenciales eléctricos debido a la pérdida de proteoglucanos en la degradación de las redes de colágeno tipo II [6] [7] [8].

Savard P. y su equipo, diseñaron un experimento en el cual tuvieron dos poblaciones: la primera, formada por personas diagnosticadas con OA en ambas rodillas y con un reemplazo total de rodilla por prótesis en una de las piernas; en la segunda, llamada población control, compuesta por individuos sin factores de riesgo a la OA. El experimento consistió en que los pacientes permanecían parados en ambas piernas, para luego cargar su peso a una sola durante unos segundos y alternar con la otra. Los resultados que obtuvieron fueron los esperados, la población control presentó potenciales eléctricos mayores respecto a la población con OA, además que la población con OA presentó valores cercanos al cero. Con este trabajo no se demostró que la EAG tiene la capacidad de detectar la OA en etapas tempranas, pero sí en pacientes que cuentan con un diagnóstico previo.

En 2014, Savard P. publicó otro artículo titulado *The forward problem of electroarthrography: modeling load-induced electrical potentials at the surface of the knee* [9], en el que realizó modelos computacionales de la rodilla humana, con el fin de complementar los resultados obtenidos por EAG. Modelaron la rodilla como un volumen conductor con diferentes secciones, cada una con sus conductividades específicas; el líquido intersticial se modela como una corriente de densidad impresa en diferentes secciones del cartílago articular. Usaron el método del elemento finito para calcular la distribución del potencial eléctrico para dos geometrías realistas de las rodillas humanas. Los resultados de los modelos eran muy parecidos a las señales obtenidas usando EAG, lo cual apoya la hipótesis de que las señales detectadas por EAG provienen del cartílago durante la compresión articular.

En 2015, Savard P. publica otro artículo titulado *Mechanical loading of knee articular cartilage induced by muscle contraction can be assessed by measuring electrical potentials at the surface of the knee* [10], en el que investigó como las contracciones de ciertos músculos, afectan la fuerza de contacto en las articulaciones de la rodilla y a su mismo tiempo las señales EAG. Los resultados mostraron una gran correlación entre las señales EAG y estas fuerzas. Lo que los llevó a concluir que la EAG puede servir como un “sensor” de la fuerza de contacto en la articulación de la rodilla. Por lo tanto, la EAG puede ser usada para mejorar los protocolos de carga articular, ya que medir la fuerza de contacto de manera directa siempre ha sido muy complicado de conseguir con una alta reproducibilidad, un problema que no se presenta con la EAG.

En 2016, Savard P. publicó *Decrease of the electrical potentials measured on the surface of the knee and produced by cartilage compression during successive loading cycles* [11], donde presenta su investigación sobre la relación de ciclos de cargas articulares con las señales EAG. La población evaluada se compuso de 10 hombres y 10 mujeres sin factores de riesgo a la OA, en este trabajo se utilizó el mismo método de carga articular que en su artículo del 2013 [2], en el cual los sujetos se encuentran parados cambiando su peso de una pierna a otra 10 veces seguidas. El ejercicio se realizó en dos días; el primer día, los pacientes no realizaron ninguna actividad física importante; en el segundo día, los pacientes hicieron ejercicio por un periodo de 15 minutos previo a la prueba. Los resultados para ambos casos presentaron una disminución en las señales EAG conforme se realizaron los ciclos de carga. Para el caso en el cual se partía de un estado de reposo (sin actividad física), se observó una disminución mayor en los valores obtenidos, ya que, en el caso de realizar la prueba posteriormente a la sesión de ejercicio, los valores iniciales eran mucho menores. Con esto se concluyó que, para obtener medidas confiables y reproducibles, es necesario que los pacientes no hayan realizado algún tipo de actividad física antes de que se les realice la EAG, y en el caso de hacer múltiples medidas se tiene que dejar un periodo de reposo intermedio.

El último artículo encabezado por Savard P. fue publicado en 2017 bajo el título *Electrical po-*

tentials measured on the surface of the knee reflect the changes of the contact force in the knee joint produced by postural sway [12], en el que expone la relación que existe entre la postura en la que el individuo recibe la fuerza de contacto y las señales EAG. Utilizando conceptos como fuerza de contacto (GRF) y centro de presión (COP) para medir la postura de los individuos, establece una relación entre su modelo de fuerzas GRF + COP con las señales EAG y logra predecir con precisión, como el desplazamiento de estas fuerzas afecta las señales EAG.

Las aplicaciones de la EAG no se limitan a las rodillas humanas, Changoor A. y su equipo, del cual Savard P. formó parte, publicaron un breve artículo titulado *Electroarthrography provides a non-invasive streaming potential-based method for detecting natural and trypsin-induced cartilage degeneration in equine fetlock joints* [13] en el 2013, en donde exponen resultados positivos de utilizar EAG para detectar desgaste articular en las articulaciones de caballos. En 2020 Changoor A. en su artículo *Non-invasive Electroarthrography Measures Load-Induced Cartilage Streaming Potentials via Electrodes Placed on Skin Surrounding an Articular Joint* [14] presenta la continuación de su investigación, en la cual afirma que las señales EAG provienen del cartílago articular.

Por otro lado, Rodríguez M. L. en 2018 en su artículo *Electro arthrography: Recording Electrical Potentials At the Elbow Joint* [16] utiliza la EAG en articulaciones porcinas, llegando a resultados y conclusiones similares al resto de los artículos mencionados. La única aplicación de EAG fuera de las rodillas en humanos es proporcionada por Sind D. en su artículo *Electro arthrography: Recording Electrical Potentials At the Elbow Joint* [15] en 2018, en el cual utiliza EAG para clasificar el desgaste articular en las articulaciones de los codos.

No se encontró bibliografía posterior al artículo de Changoor A. [14] en avances a la EAG para el momento que se realizó este trabajo, pero se tienen menciones a esta misma en artículos que evalúan el panorama de la detección de la OA, el primero en 2016 por Novakfski K. en su publicación *High-Resolution Methods for Diagnosing Cartilage Damage In Vivo* [17] y la más reciente en 2022 por Collins D. P. con su artículo *textit Osteoarthritis: Can We Do Better?* [18]. La EAG es una técnica reciente con pocos años de desarrollo, en la cual se ha hablado de la posibilidad de detectar OA en etapas tempranas sin existir algún trabajo publicado que lo respalde al día que se elabora este escrito.

Sección 1.2.

Hipótesis

Se puede hacer una distinción cuantitativa entre una población sin factores de riesgo a la osteoartritis (OA) de otra con factores de riesgo, mediante el uso de técnicas de electroartrografía (EAG).

Sección 1.3.

Objetivo

Desarrollar y proponer una nueva metodología para la aplicación de EAG, fundamentada en estudios publicados sobre esta técnica, con el propósito de mejorar la estabilidad del paciente, estandarizar la aplicación de la fuerza y optimizar la accesibilidad de la prueba.

1.3.1. Objetivos Específicos

- Diseñar la metodología para la toma de datos buscando controlar la mayor cantidad de variables que afectan a las señales de EAG.

- Designar los criterios de inclusión y exclusión para ambas poblaciones participantes al igual que estipular el tamaño de estas.
- Realizar la toma de datos para ambas poblaciones.
- Realizar un análisis usando tres figuras de mérito (potencia de la señal, energía de la señal y el potencial eléctrico) de los datos obtenidos.
- Determinar la mejor figura de mérito para el análisis de datos y determinar el desempeño de la metodología utilizada.
- Realizar un diagnóstico preliminar de los sujetos participantes.

Sección 1.4.

Estructura de Tesis

El segundo capítulo presenta los fundamentos teóricos para la realización y comprensión de este trabajo de investigación. Comenzando por los conceptos fisiológicos y médicos empleados en el planteamiento del trabajo, como lo son la anatomía de las rodillas, las características de la OA y la aplicación del cuestionario KOOS. A continuación, se aborda la sección de biofísica donde se explica la generación de potenciales eléctricos en el cartílago durante la compresión articular y las características principales de las bioseñales. La siguiente sección expone las técnicas no invasivas utilizadas en la detección de bioseñales y se habla sobre el equipo utilizado en este trabajo, haciendo énfasis en los componentes de mayor importancia. Finalmente, se desarrollan los conceptos matemáticos utilizados en el análisis de las señales, como lo son los filtros de frecuencia, la transformada de Fourier, distribuciones de probabilidad y la prueba de U Mann-Whitney.

En el tercer capítulo se detalla la metodología empleada para este trabajo de investigación, la cual consiste en tres etapas, siendo la primera el diseño del experimento, abarcando el proceso de estandarización y la segmentación de poblaciones. La segunda exponiendo el proceso de preparación de los sujetos, al igual que la toma de datos. La tercera y última, siendo la más compleja y extensa, incluye el análisis de datos para las tres figuras de mérito, la comparación de estas, la evaluación de los cuestionarios KOOS y el diagnóstico de los sujetos.

El cuarto capítulo presenta los resultados obtenidos usando diversas gráficas, histogramas y tablas. Se expone el análisis de las tres figuras de mérito, junto con los resultados preliminares de cada una. Posteriormente se realiza una comparación entre las tres figuras de mérito con el objetivo de determinar cuál es la más adecuada para realizar el diagnóstico de los sujetos, apoyándose de los resultados obtenidos en los cuestionario KOOS.

Por último, el quinto capítulo relaciona los objetivos y la hipótesis propuesta, con los resultados principales del trabajo. Se mencionan las limitaciones encontradas y se dan futuras líneas de investigación que complementen y mejoren los resultados obtenidos en este trabajo. Por último, se cierra con una recapitulación de la importancia de esta investigación y los logros alcanzados por esta.

CAPÍTULO 2
Marco Teórico

Sección 2.1.

Anatomía y medicina

2.1.1. Anatomía de la rodilla

La articulación de la rodilla está compuesta por dos secciones, una entre la tibia y el fémur, que se encarga de soportar todo el peso del cuerpo, mientras que la otra sección se encuentra entre la rótula y el fémur, siendo la responsable de transmitir la tracción del cuádriceps femoral sobre la rodilla hasta la tibia sin desgastar los tendones. La articulación de la rodilla es la articulación sinovial (articulaciones envueltas por una capsula articular donde se almacena el líquido sinovial, encargado de lubricar y reducir fricción entre los huesos) más grande del cuerpo, soportando movimientos muy complejos, aunque su principal función es la de ser una articulación bisagra que permite la flexión y extensión. Los principales ligamentos en la articulación de la rodilla son, ligamentos colaterales a cada lado de la articulación que funcionan como refuerzo, dos ligamentos muy fuertes entre el fémur y la tibia llamados ligamentos cruzados responsables de traer estabilidad durante el movimiento de articular y el ligamento rotuliano que mantiene a la rótula en su lugar [19].

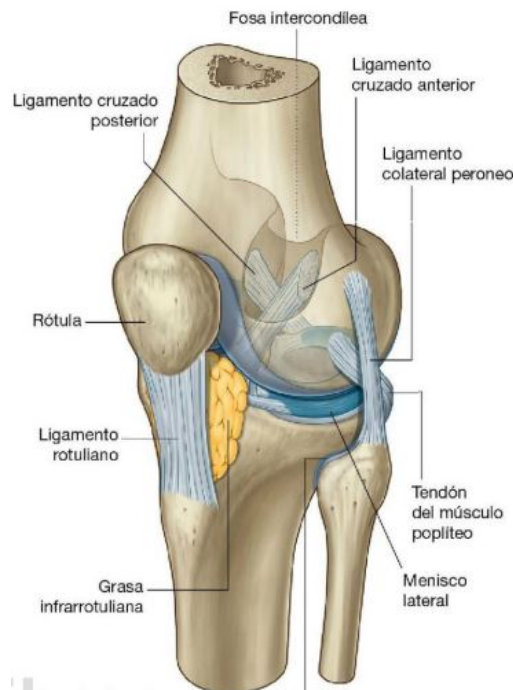


Figura 2.1: Articulación de la rodilla sin capsula articular [19].

En la Figura 2.1 se muestran los tres grupos de ligamentos al igual que las formaciones óseas recién mencionadas. Además, se observan dos áreas sombreadas en color azul claro, estas áreas

corresponden a las superficies articulares en los huesos que conforman la articulación de la rodilla, estas superficies están cubiertas por cartílago hialino y se encuentran dentro de la cavidad articular al igual que los meniscos. Los meniscos son cartílagos fibrocartilagosos en forma de C, uno medial y otro lateral, que cumplen con la función de mejorar la congruencia entre las superficies articulares del fémur y la tibia, dando una mayor estabilidad a la articulación [19].

Cartílago

En la articulación de la rodilla se tienen principalmente dos tipos de cartílago, el cartílago hialino, que se encuentra sobre la superficie articular y el cartílago fibroso (fibrocartílago), el cual forma los meniscos. El cartílago hialino es una forma de tejido conectivo que no cuenta con vasos sanguíneos, está conformado por células llamadas condrocitos y una matriz extracelular homogénea. Esta matriz es asociada con las propiedades de carga y lubricación que caracterizan al cartílago; tiene una gran concentración de agua además de estar conformada por moléculas de colágeno tipo II (se han caracterizado 29 tipos distintos de colágeno, pero más del 90 % es de los tipos I al V), aglomeraciones de proteoglucanos y glucoproteínas multiadhesivas. Por otro lado, el cartílago fibroso es una combinación de tejido conectivo denso irregular y tejido cartilagosos, su matriz está conformada por colágeno tipo I (se encuentra en la piel, tendones, ligamentos, órganos y huesos) y tipo II (se encuentra en el cartílago) [20] [21].

2.1.2. Osteoartritis

La OA es una enfermedad crónica caracterizada por la destrucción del cartílago articular como resultado de sobrecarga mecánica crónica y una interacción biomecánica alterada, no obstante, la causa de su patogenia no es única al desgaste de la masa cartilaginosa, pues también se trata de una enfermedad inflamatoria. La prevalencia de esta enfermedad se concentra principalmente en las personas mayores a 60 años, siendo la principal causa de discapacidad de movilidad en adultos mayores, ocasionando dolor, pérdida en la funcionalidad y disminución en la calidad de vida [1] [22].

El diagnóstico en la práctica médica común depende en gran medida de manifestaciones clínicas. Los estudios imagenológicos encuentran su utilidad en la confirmación o abordaje de diagnósticos diferenciales, siendo la radiografía la más empleada, mientras que la tomografía computarizada o la resonancia magnética se solicitan raramente, a pesar de que esta última podría ser útil para realizar diagnósticos tempranos al evaluar cambios estructurales articulares [1] [22].

La OA es el tipo más prevalente de artritis en el mundo, se estima que la padecen alrededor de 242 millones de personas (alrededor del 3,8 % de la población mundial), lo que corresponde a una afectación de cerca del 10 % y 18 % en los casos de hombres y mujeres con edades mayores o iguales a los 60 años, respectivamente. Es complejo conocer la cantidad real de personas afectadas, debido a que la determinación de la prevalencia varía en función de la sensibilidad de los métodos utilizados, además de que la prevalencia de factores de riesgo asociados a la enfermedad ha aumentado de forma importante en los últimos años [1] [23] [24].

Fisiopatología

La combinación de los factores de riesgo provoca un desequilibrio fisiológico en el cartílago, como resultado los procesos metabólicos de degradación aumentan mientras que los de formación disminuyen. El aumento en la producción de enzimas proteolíticas por factores proinflamatorios degrada la matriz extracelular, lo cual provoca la destrucción de tejidos de unión. La OA no solo afecta al cartílago articular, sino que a todos los tejidos articulares en alguna forma, es una enfermedad que perjudica a las articulaciones como órganos conjuntos [24]. Las Figuras 2.2 y 2.3 muestran la progresión de esta enfermedad.

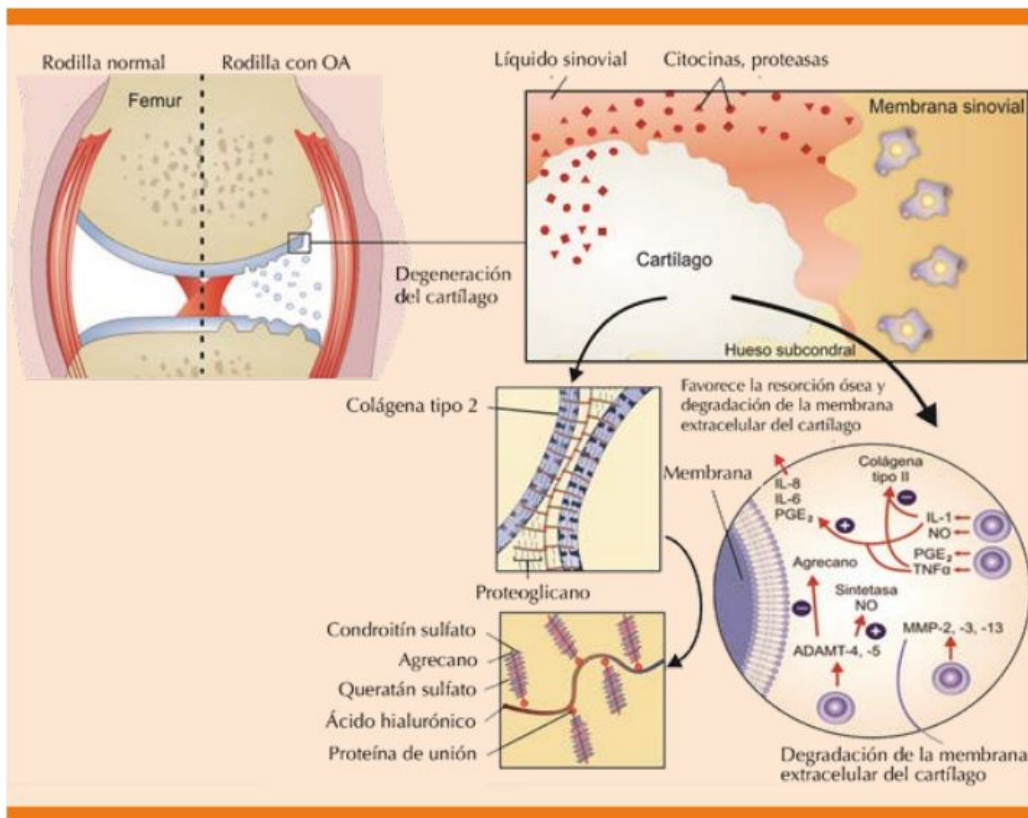


Figura 2.2: Fisiopatología de la osteoartritis [25].

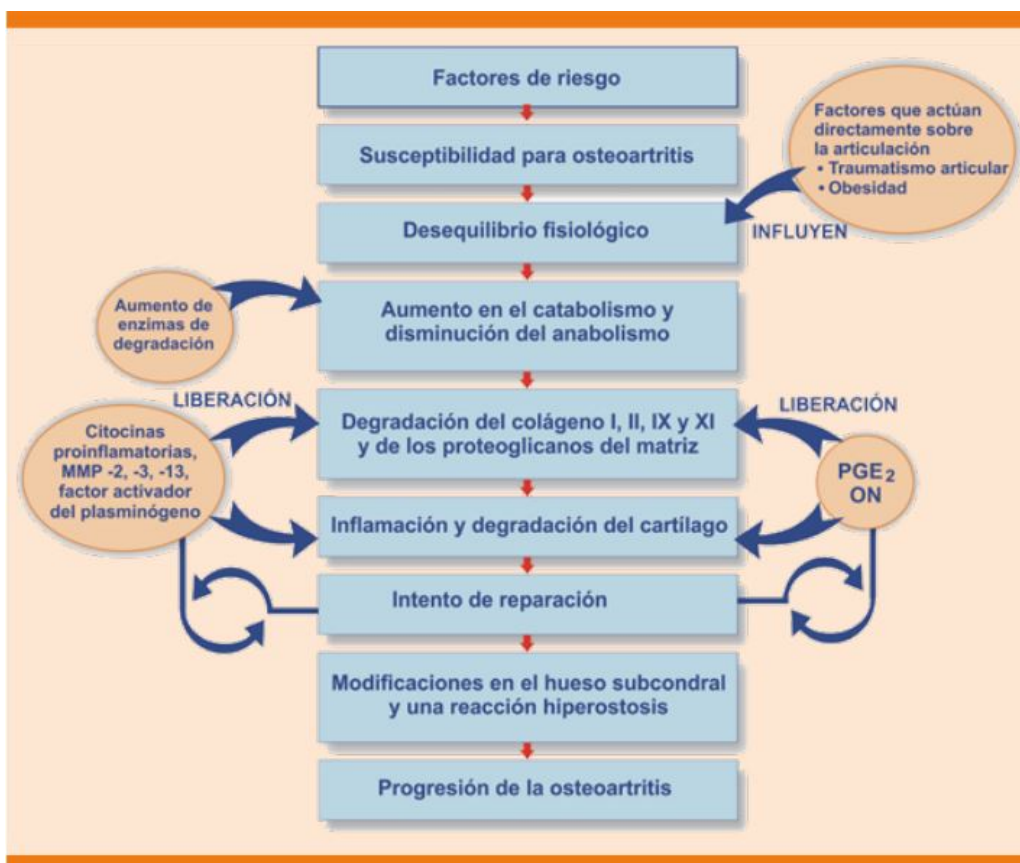


Figura 2.3: Desarrollo y progresión de la osteoartritis [25].

Factores de riesgo

Existen varios factores de riesgo para la OA de rodilla, estos se pueden clasificar en dos grupos, modificables y no modificables. Las causas principales de los no modificables son: antecedentes hereditarios, edad mayor a los 50 años y el sexo femenino. Entre las causas principales de los modificables se destacan la sobre carga articular y, sobre todo la obesidad (tener un índice de masa corporal mayor a 30). Otros factores de riesgo pueden ser actividades ocupacionales o recreativas asociadas con el trauma articular (deportes de alto impacto a nivel profesional o recreativo), el alineamiento articular alterado (incluidas anomalías congénitas como la displasia congénita de cadera o la enfermedad de Legg-Calvé-Perthes, así como causas adquiridas como secuelas de fracturas, la rodilla en valgo o en varo), el daño articular previo (por trauma u otro tipo de enfermedad previa), la menopausia (por el déficit estrogénico), los trastornos endocrinos o metabólicos (especialmente destacable el síndrome metabólico), la debilidad muscular, los factores genéticos, los trastornos congénitos o del desarrollo, el acortamiento de los miembros pélvicos, la velocidad de la marcha, la alta densidad ósea y la hiperlaxitud articular [22] [25]. En la Figura 2.4 se presenta una ayuda visual que resumen los factores de riesgo de la OA.

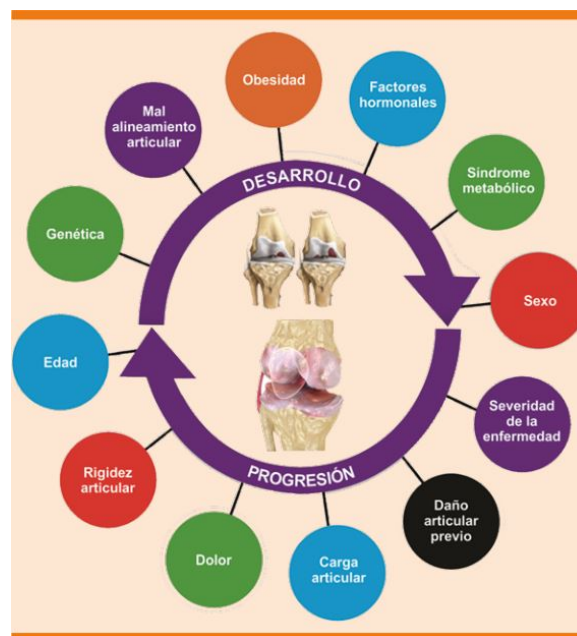


Figura 2.4: Factores de riesgo de aparición y progresión de la osteoartritis [25].

2.1.3. Cuestionario KOOS

El cuestionario KOOS (Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score) fue diseñado para evaluar los síntomas relacionados a las lesiones de rodilla, que podrían resultar en OA. El cuestionario tiene cinco áreas de evaluación, dolor, síntomas, funcionalidad en actividades cotidianas, funcionalidad en actividades deportivas-recreacionales y calidad de vida. El objetivo del cuestionario es llevar un registro clínico del paciente a corto o largo plazo, con esto se busca analizar los cambios semanales producidos por medicamentos, cirugía o terapia física; o los cambios a lo largo de los años debido a la OA o alguna lesión severa [26].

El KOOS fue desarrollado en 1995 en una colaboración entre la universidad de Lund en Suecia y la universidad de Vermont en EUA, por lo que originalmente el cuestionario se escribió en inglés y sueco. A lo largo de los años el KOOS probó ser una gran herramienta de evaluación en la salud de la rodilla, por lo que traducciones verificadas se han hecho para otros idiomas

como francés, japones, portugués, persa, alemán, inglés de Singapur, mandarín y en el 2012 el español [27]. Estas versiones del KOOS son cuidadosamente interpretadas, ya que es necesario una adaptación del lenguaje en un nivel coloquial. En el Apéndice A se muestra el cuestionario KOOS en español.

El cuestionario cuenta con 42 preguntas que dividen en cinco secciones, síntomas (7 preguntas), dolor (9 preguntas), actividades cotidianas (17 preguntas), actividades deportivas-recreacionales (5 preguntas) y calidad de vida (4 preguntas). Las preguntas del cuestionario tienen 5 diferentes opciones como respuesta, a cada respuesta se le asocia un valor del 0 al 4, con el 4 representando no tener ningún problema y el 0 es tener problemas muy serios. La evaluación es independiente para cada sección, esta se realiza sumando los valores asociados a las respuestas y pasándolas a una escala sobre 100, por lo que al final de evaluar el cuestionario se debe tener cinco puntajes sobre 100, uno para cada sección del cuestionario [26].

Sección 2.2.

Biofísica

2.2.1. Generación de potenciales eléctricos en el cartílago

El cartílago hialino tiene las funciones de actuar como soporte y lubricación durante los movimientos articulares. Como ya se mencionó en la Sección 2.1, éste se encuentra dentro de la cápsula sinovial sobre la superficie del final de los huesos (fémur y tibia en el caso de la articulación de rodilla). La matriz extracelular del cartílago está compuesta principalmente por agua y otras macromoléculas; el agua en su mayoría se encuentra fuera de las fibras de colágeno y puede moverse libremente dentro de la matriz, cumpliendo la función de proporcionar solidez a la matriz durante las compresiones mecánicas [28] [29].

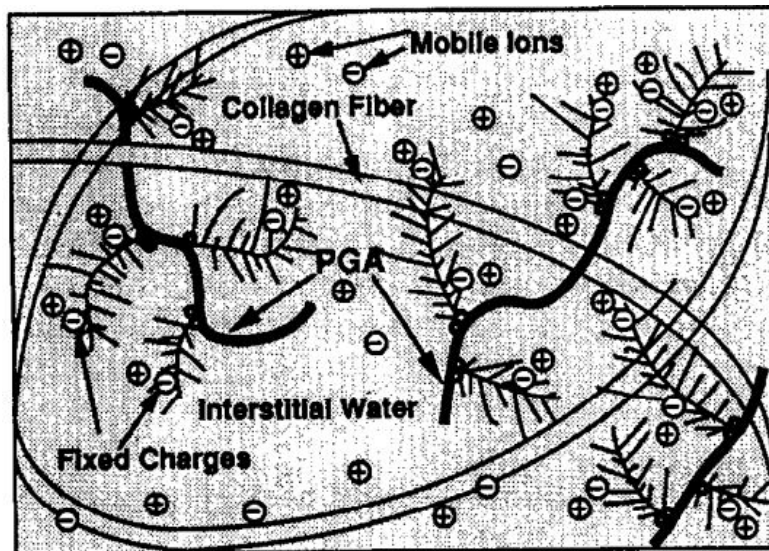


Figura 2.5: Diagrama estructural de la matriz extracelular del cartílago hialino [28].

Las macromoléculas principales que se encuentran en la MEC son aglomeraciones de proteoglicanos y colágeno tipo II, el colágeno forma redes estructurales en las cuales se atrapan los proteoglicanos, los cuales están formados por un núcleo de proteína al cual se adhieren numerosos glucosaminoglucanos (GAGs) compuestos por sulfato de condroitina y sulfato de queratán, estos cuentan con enlaces covalentes con grupos carboxilo ($COOH$) y sulfato (SO_4) que se encuentran ionizados. Lo que resulta en cargas negativas fijas en la matriz extracelular [28] [29], como se muestra en la Figura 2.5.

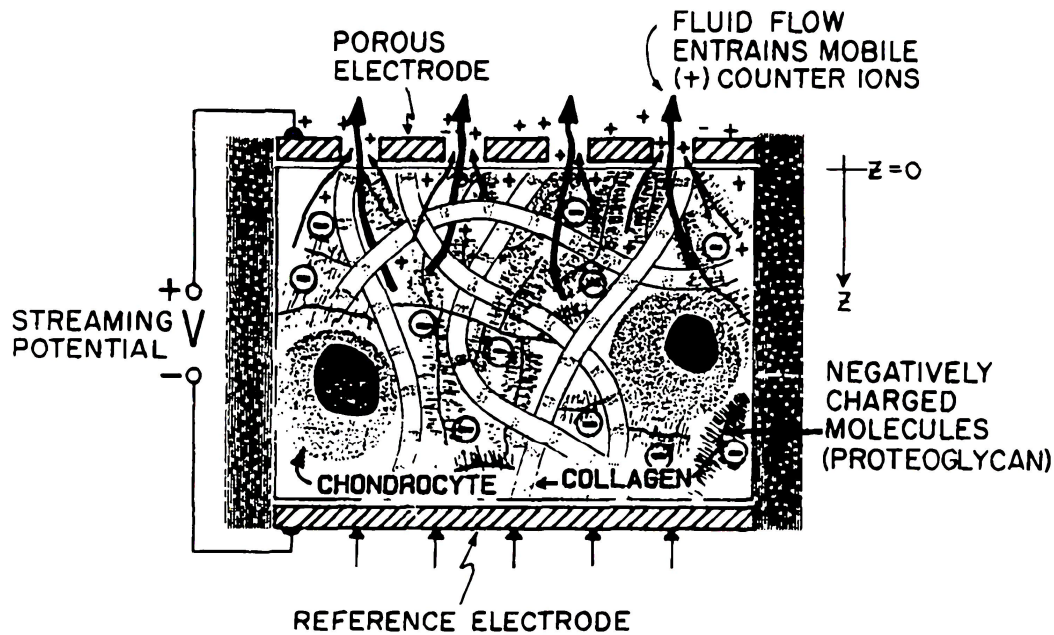


Figura 2.6: Esquema de la generación de potenciales eléctricos dentro de la matriz extracelular del cartílago hialino [29].

Cuando la articulación se encuentra en reposo, se tiene un exceso de cationes en el líquido intersticial que se distribuyen alrededor de los GAGs, neutralizando la carga negativa de estos. La fuerza electromagnética resultante es la responsable de proveer rigidez al cartílago durante las compresiones. Cuando la articulación se somete a una compresión se genera un flujo del líquido intersticial a lo largo de la MEC, realizando un desplazamiento de los cationes en el líquido que se encuentran enlazados a los aniones fijos en la MEC, induciendo un campo eléctrico en dirección del flujo del líquido [28] [29].

En la Figura 2.6 se muestra un esquema del proceso recién mencionado; en este esquema se tiene un electrodo poroso que permite la salida del líquido intersticial por un lado, mientras que por el otro extremo se presiona con un electrodo impermeable, ejerciendo un flujo en el líquido intersticial. En el esquema se observa el desplazamiento relativo de los cationes y la generación de un potencial eléctrico dentro del cartílago.

La generación de potenciales eléctricos está directamente conectada con los proteoglicanos que se encuentran atrapados en las redes de colágeno. El proceso de degeneración del cartílago se caracteriza por la desnaturalización del colágeno tipo II, la pérdida de proteoglicanos y otras alteraciones en la MEC, lo cual provoca falta de rigidez en el cartílago, por lo que la degeneración del cartílago provoca una disminución significativa en la generación de los potenciales eléctricos. Por lo tanto, la magnitud de dichos potenciales eléctricos puede considerarse como un biomarcador de la salud del cartílago debido a la directa relación que se tiene con la pérdida de colágeno tipo II y los proteoglicanos que indican la degeneración del cartílago [8].

2.2.2. Bioseñales

Las bioseñales son todas las señales provenientes de procesos biológicos que pueden ser capturadas y analizadas para diagnosticar o investigar el funcionamiento del cuerpo. Existen diversos tipos de bioseñales, como lo son las señales de bioimpedancia, bioacústicas, biomagnéticas, biomecánicas, bioquímicas, bioópticas y bioeléctricas. Las bioseñales son ampliamente usadas en los campos de la medicina, fisiología, ingeniería biomédica e investigación científica [30].

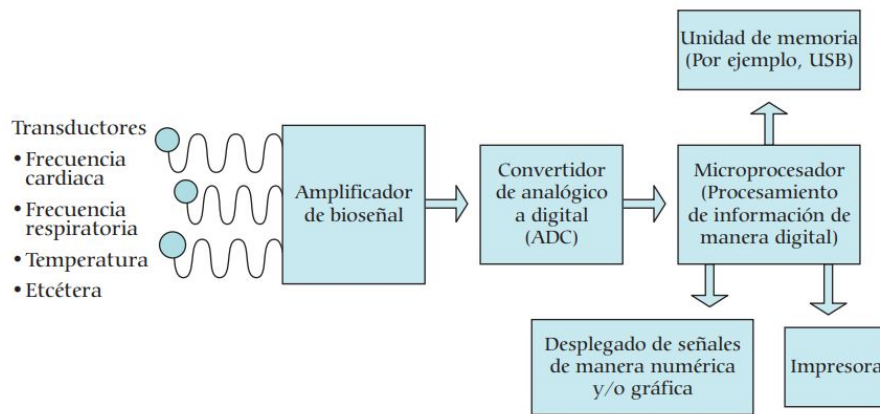


Figura 2.7: Diagrama de pasos para la detección y procesamiento de las bioseñales [30].

Dependiendo de la fuente de la señal se escoge el dispositivo para detectarla, los de mayor importancia son los micrófonos, acelerómetros, indicadores de estiramiento de metal líquido, transductores de presión miniatura, transductores electromagnéticos de flujo y termómetros. El objetivo de todos estos dispositivos es detectar la bioseñal y convertirla en una señal eléctrica que pueda ser procesada con ayuda de ordenadores. En la Figura 2.7 se muestra un diagrama de los pasos en la detección de bioseñales [30].

A los dispositivos capaces de transformar un cierto tipo de energía de entrada a otro tipo en la salida, se les llama transductores. Los transductores son muy utilizados en la detección de bioseñales, ya que pueden detectar la señal en su forma analógica, la cual tiene amplitudes pequeñas y de corto espectro de frecuencia por la naturaleza de la señal. El transductor pasa la señal al amplificador para no confundirla con el ruido ambiental que siempre está presente. Una vez amplificada la señal, ésta se convierte en una señal digital que es procesada por un microprocesador. Es de suma importancia digitalizar la bioseñal que se obtiene del transductor para aprovechar la precisión y resolución que se obtiene de los microprocesadores [30].

Señales bioeléctricas

Todos los sistemas biológicos presentan señales bioeléctricas, las cuales se producen debido a una diferencia de potencial eléctrico, que en ciertas condiciones se crea a través de las membranas celulares (concentraciones iónicas de electrolitos Na^+ , K^+ , Cl^-). Los electrodos sobre la superficie de la piel detectan la acumulación de los campos eléctricos, generados por las diferencias de potencial en las células. Debido a la facilidad de propagación de estas señales pueden ser detectadas con métodos no invasivos, razón por la cual estas señales son de las más importantes y estudiadas. Las señales bioeléctricas de mayor relevancia son las provenientes de los músculos, tejido cardíaco y el cerebro; todas estas son detectables desde la superficie del cuerpo con sus distintivos métodos, la electromiografía (EMG), la electrocardiografía (ECG) y electroencefalografía (EEG), respectivamente.

Electromiografía EMG

La EMG es una técnica para detectar la actividad eléctrica proveniente de los músculos esqueléticos. Existen dos formas de aplicar la electromiografía, la primera siendo de forma no invasiva, colocando electrodos en la superficie del cuerpo donde se encuentra el músculo de interés; la segunda consiste en insertar una aguja electrodo en el área deseada para el estudio, ésta es considerada invasiva y por lo general menos usada en comparación a la primera. El potencial eléctrico que es detectado por esta técnica proviene de la membrana muscular y generalmente tiene una magnitud entre los $-50\mu V$ y $30mV$, esto depende del músculo que esté bajo

observación. El rango de frecuencia en el que se encuentran estas bioseñales de electromiografía es entre los $7 - 20Hz$, lo cual depende nuevamente del músculo observado [30].

Electroartrografía

La electroartrografía (EAG) es una nueva técnica de la cual no se tienen registros previos al 2013, de llevarse a cabo de manera exitosa. Esta técnica consiste en medir los potenciales eléctricos que se generan en el cartílago mientras éste se encuentra en compresión articular. Se tienen pocos registros del uso de esta técnica, la mayoría son en el cartílago de la rodilla tanto de ganado porcino y equino, como en humanos; solo se tiene registro de un estudio donde esta técnica no se aplica en la articulación de la rodilla sino en la del codo. Los valores registrados de las señales EAG se encuentran en el orden de microvolts (μV) aunque no se tiene una metodología para estandarizar las medidas obtenidas [2]. Al momento en el que se realiza este trabajo se argumenta que el rango de frecuencia en el que se encuentran estas señales es menor a los $5Hz$.

Sección 2.3.

Equipo de toma de datos

2.3.1. Técnicas no invasivas

Las técnicas que se usan para el diagnóstico médico pueden clasificarse en dos categorías, invasivas y no-invasivas. Las técnicas no-invasivas consisten en realizar una evaluación de la salud del sujeto sin penetrar la piel o alterar tejidos, por lo tanto, introducir instrumentos en orificios ya existentes es parte de las técnicas no-invasivas. Estos procedimientos son más cómodos, seguros y fáciles de realizar en comparación a los invasivos, disminuyendo las molestias a un mínimo, evitando riesgos de infección y simplificando el procedimiento previo a la toma de datos [31].

Las técnicas no invasivas abarcan una gran variedad de métodos para realizar las mediciones, desde el uso del sonido que emite el cuerpo, la observación superficial, la detección de potenciales eléctricos, hasta las técnicas imagenológicas, como lo son los rayos X, tomografías, ultrasonido, resonancias magnéticas y otras. Las técnicas imagenológicas son consideradas no-invasivas, aunque apliquen altas energías en forma de radiación al cuerpo. Por el otro lado, la detección de potenciales eléctricos no representa ningún tipo de daño al cuerpo. El factor económico es otro beneficio de las técnicas no-invasivas, al ser técnicas relativamente sencillas de realizar el costo de éstas es muy bajo, siendo la excepción las imagenológicas [31].

La instrumentación utilizada en las técnicas no-invasivas se puede dividir en dos categorías, los instrumentos pasivos, que no aplican energía al cuerpo y los que sí la aplican (microondas, luz infrarroja, luz visible, luz ultravioleta, rayos X, rayos Gamma). La instrumentación pasiva consiste en la detección de bioseñales. Principalmente se utilizan las señales bioeléctricas provenientes del corazón (ECG), el cerebro (EEG), los músculos (EMG), los oídos (ECocG), los ojos (EOG) y el cartílago articular (EAG), recordando que esta última técnica es novedosa y poco documentada. Otros instrumentos miden las ondas de sonido provenientes de diferentes partes del cuerpo, la temperatura corporal, los niveles de oxígeno y la presión arterial [31].

2.3.2. Electroodos

Los electroodos cumplen la función de captar las señales bioeléctricas sobre la superficie del cuerpo a través de su cabeza, la cual cuenta con un recubrimiento de un metal conductor, transfiriendo estas señales por un cable de cobre hasta el amplificador. Las puntas de los electroodos están hechas de materiales con muy baja impedancia (oposición que presenta un material al ser

sometido a una tensión eléctrica), con la finalidad de disminuir el ruido térmico que se genera durante la medición; los materiales más comunes para electrodos son la plata (Ag), plata clorurada ($AgCl$), oro (Au) o platino (Pt). El cable que transmite la señal de la cabeza del electrodo al amplificador de señales es generalmente de cobre, con un revestimiento de algún material no conductor, con la finalidad de no introducir ruido externo. Hoy en día se utiliza una pasta, gel o crema conductora que contiene iones de sodio (Na^+), potasio (K^+) y cloro (Cl^-) para crear un enlace galvanizado entre la piel y la cabeza del electrodo. Estas pastas de electrolitos tienen la función de disminuir la impedancia en el electrodo, mantener una cantidad constante de iones y sostener relativamente fijo al electrodo durante la medición, por lo que se reduce el ruido térmico y se mejora la precisión de las señales [31].

La actividad eléctrica se genera por iones de sodio (Na^+), potasio (K^+) y cloro (Cl^-) que se encuentran en el fluido extracelular, los cuales interactúan con los electrolitos de la pasta conductora que está vinculada con la cabeza del electrodo donde ocurren reacciones de potencial de semicelda. La cabeza del electrodo está vinculada a los electrones del cable de cobre que a su vez terminan en un amplificador de bioseñales [31].

Potencial de Semicelda



Cuando se tienen dos electrodos conectados por un electrolito común (como puede ser la piel), se forma una celda electromecánica, esta celda genera un potencial eléctrico debido a las interacciones iónicas entre el electrolito y la superficie del electrodo, lo que produce reacciones de reducción que alteran la concentración de iones (en el caso de los electrodos plata | plata clorurada ($Ag|AgCl$) y se tiene la reacción mostrada en la Ecuación 2.1). Este potencial es conocido como potencial de semicelda y depende del material del electrodo, la concentración de iones en el electrolito y las condiciones físicas del ambiente como lo son la temperatura y la presión. El potencial es la suma algebraica de los dos potenciales de semicelda de los electrodos en uso, por convención uno de los electrodos es llamado tierra y tiene un potencial fijo de $0V$, por lo que el otro electrodo es el que realiza la medición [31].

$$E_{Ag|AgCl} = E_{Ag|AgCl}^0 + \frac{RT}{F} \ln(a_{Cl^-}) \quad (2.2)$$

Un ejemplo de cómo se calcula el potencial de semicelda para un electrodo plata | cloruro de plata ($Ag|AgCl$) se muestra en la Ecuación 2.2, donde a_{Cl^-} es la actividad de iones en el electrolito, $E_{Ag|AgCl}^0$ es el electrodo tierra, $E_{Ag|AgCl}$ es el electrodo que realiza la medición, R es la constante de los gases ideales ($R = 8,314 \frac{Joule}{mol \cdot K}$), T es la temperatura en grados Kelvin y F es la constante de Faraday ($F = 96,485 \frac{C}{mol}$) [31].

Circuitos Equivalentes

La interacción entre los cambios de medios piel-electrolitos y electrolitos-electrodo pueden simplificarse a un modelo RC con un resistencia extra, como se muestra en la Figura 2.8, donde R_i , C_i y R_G están en función de la frecuencia, por lo tanto es una aproximación simplificada. En la Figura 2.9 se muestra un circuito equivalente al colocar dos electrodos sobre la piel y estos a su vez estén conectados a un amplificador diferencial. Las capas de la piel al igual que los tejidos complejos de esta pueden ser modelados a una resistencia R_T , mientras que la piel muerta y aceites se representan por R_S , esta última resistencia se puede reducir en gran medida, si antes de colocar el electrodo se limpia el área con alcohol, removiendo la suciedad y grasas en la superficie de la piel [31].

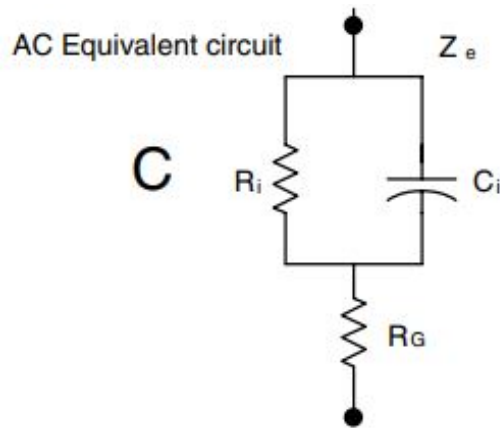


Figura 2.8: Circuito RC equivalente al cambio de medio [31].

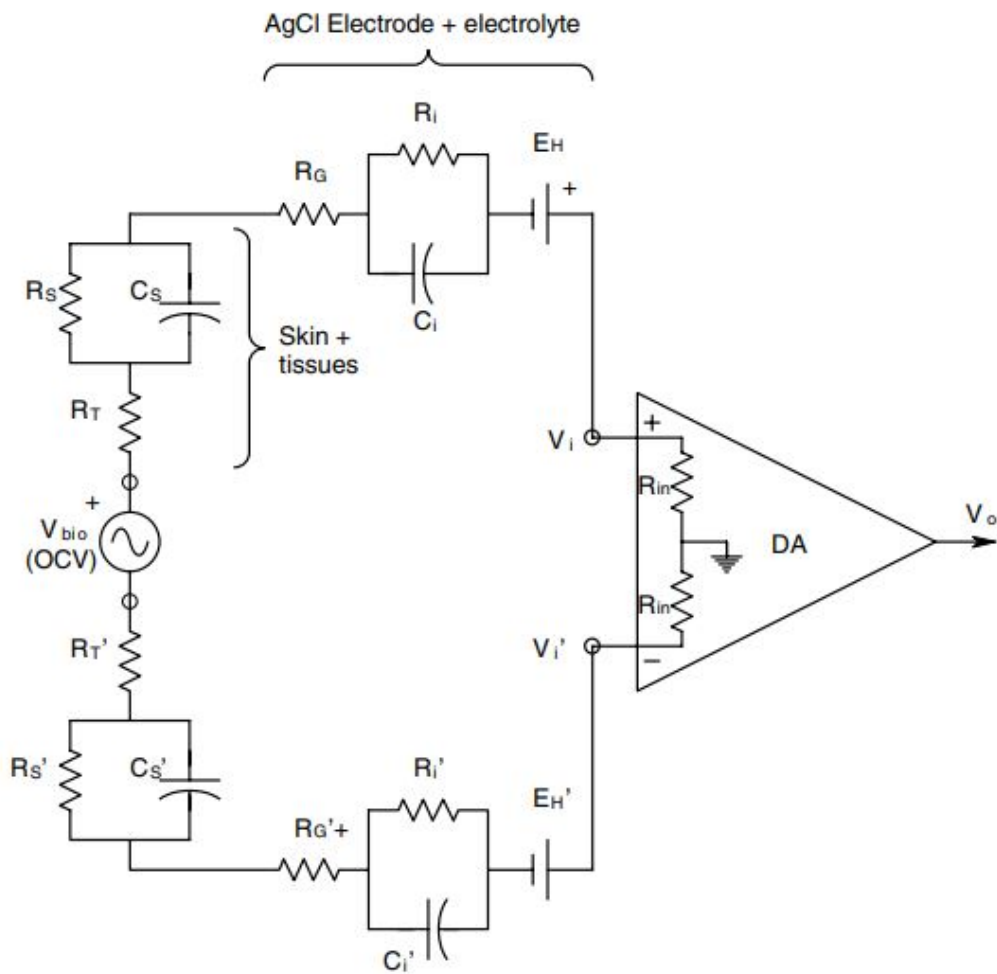


Figura 2.9: Diagrama de un circuito equivalente de un amplificador diferencial conectado a dos electrodos en contacto con un electrolito sobre la piel [31].

2.3.3. Amplificadores de bioseñales

Los amplificadores de bioseñales tienen la función de aumentar la amplitud de una señal, tratando de alterar lo menos posible sus otras características. Existen dos categorías de amplificadores de bioseñales: los de extremo único y los diferenciales. Los amplificadores de extremo único son eficientes cuando la relación señal-ruido es muy buena, en otras palabras, cuando hay muy poca interferencia en la señal. También son usados dentro de amplificadores de múltiples etapas, normalmente en las partes intermedias de estos. Los amplificadores diferenciales consisten en tomar dos señales y amplificar la diferencia entre éstas, son muy efectivos en la reducción de ruido de interferencia [31] [35].

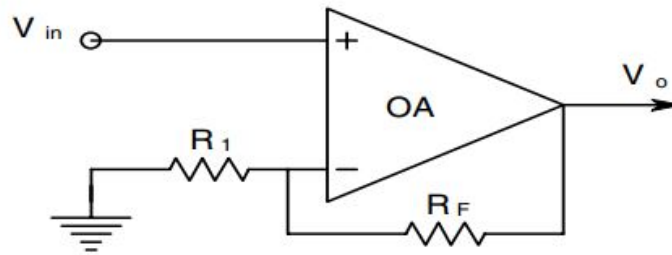


Figura 2.10: Amplificador no inverso [31].

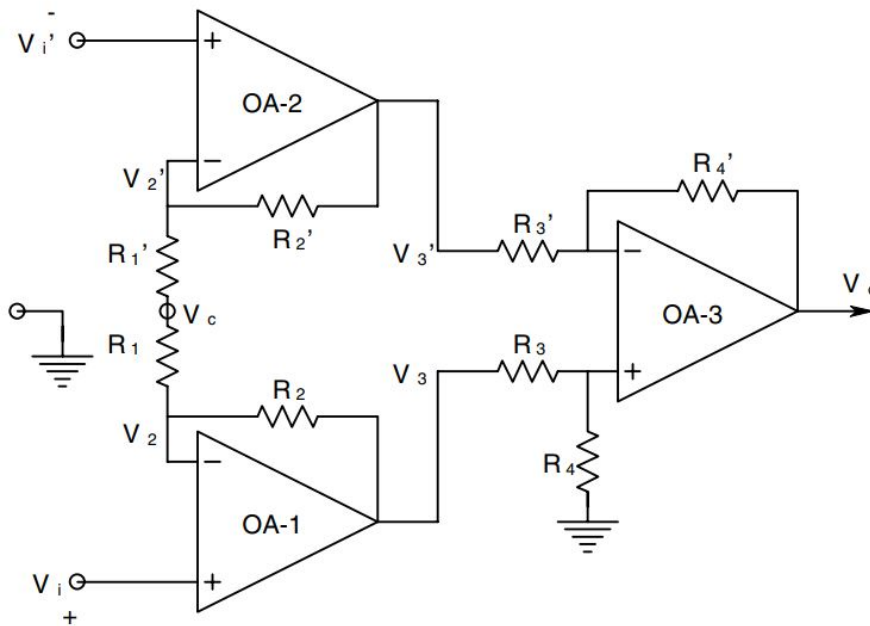


Figura 2.11: Amplificador de instrumentación [31].

En la Figura 2.10 se muestra un ejemplo de un amplificador operacional en modo no inversor, el cual puede utilizarse para formar amplificadores de instrumentación como el que se muestra en la Figura 2.11. Los amplificadores de instrumentación son los dispositivos utilizados para detectar las señales bioeléctricas, estos destacan por realizar mediciones de señales muy pequeñas en presencia de ruido eléctrico, debido a que tienen un índice de rechazo de modo común (CMRR) muy alto, es decir, el ruido o interferencia es atenuado significativamente [31] [35].

Sección 2.4.

*Análisis de datos***2.4.1. Filtros digitales**

Un filtro digital es un sistema que recibe una señal discreta en el tiempo y produce otra señal discreta en el tiempo como salida, como se muestra en la Figura 2.12. Existen muchos sistemas que caen dentro de esta definición como lo son los sistemas de control digital, codificadores, decodificadores etc. Lo que diferencia a los filtros digitales son los procesos que utilizan para tomar una señal y producir otra, esto se observa en las especificaciones que debe cumplir cada filtro. Los filtros digitales utilizados en el estudio de las bioseñales se especializan en delimitar los espectros de frecuencia de las bioseñales de entrada, dando como resultado señales en ciertos rangos de frecuencia [32].

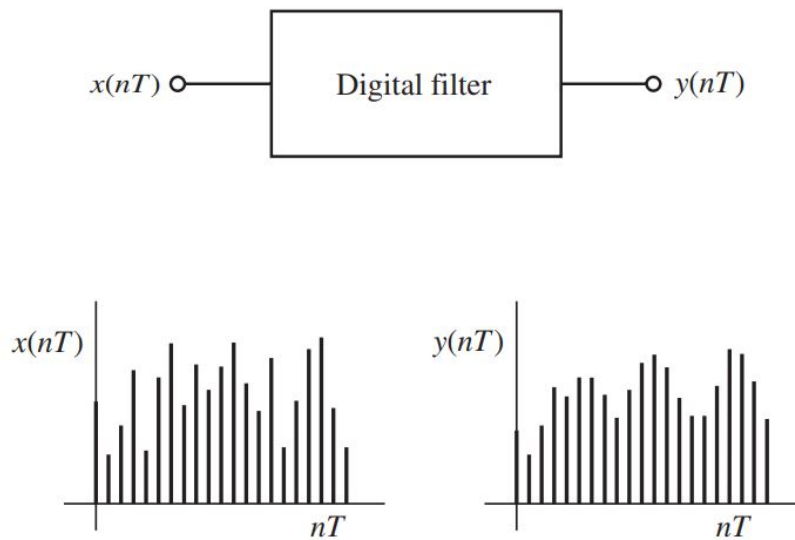


Figura 2.12: Diagrama de un filtro digital [32].

Los filtros digitales de respuesta finita al impulso (FIR por sus siglas en inglés) y los de respuesta infinita al impulso (IIR) se especializan en delimitar los espectros de frecuencia de las señales de entrada, dando como resultado señales en rangos de frecuencia específicos a las necesidades del creador del filtro. Los filtros FIR son utilizados cuando se necesita una fase lineal en la pasa-bandas, mientras que los filtros IIR se prefieren cuando no existe la necesidad de una fase lineal, ya que con un menor número de parámetros otorgan los mismos resultados que los filtros FIR [33].

Filtro pasa bajas Butterworth

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\Omega/\Omega_c)^{2N}} = \frac{1}{1 + \epsilon^2(\Omega/\Omega_p)^{2N}} \quad (2.3)$$

Los filtros Butterworth son filtros IIR diseñados para satisfacer ciertas especificaciones, en el caso del Butterworth se busca una respuesta suave en frecuencia sin ondulaciones, tanto en pasa banda como en la rechaza banda. Los filtros Butterworth se caracterizan por la respuesta de su magnitud de frecuencia al cuadrado, que sigue la Ecuación 2.3, donde N es el orden

del filtro, Ω_c es la frecuencia de corte, Ω_p es el borde de la frecuencia de la banda de paso y $1/(1 + \epsilon^2)$ es el valor del borde de banda en $|H(\Omega)|^2$ [33].

$$\frac{1}{1 + \epsilon^2(\Omega_s/\Omega_p)^{2N}} = \delta^2 \quad (2.4)$$

$$N = \frac{\log[(1/\delta^2) - 1]}{2\log(\Omega_s/\Omega_p)} = \frac{\log(\delta/\epsilon)}{\log(\Omega_s/\Omega_p)} \quad (2.5)$$

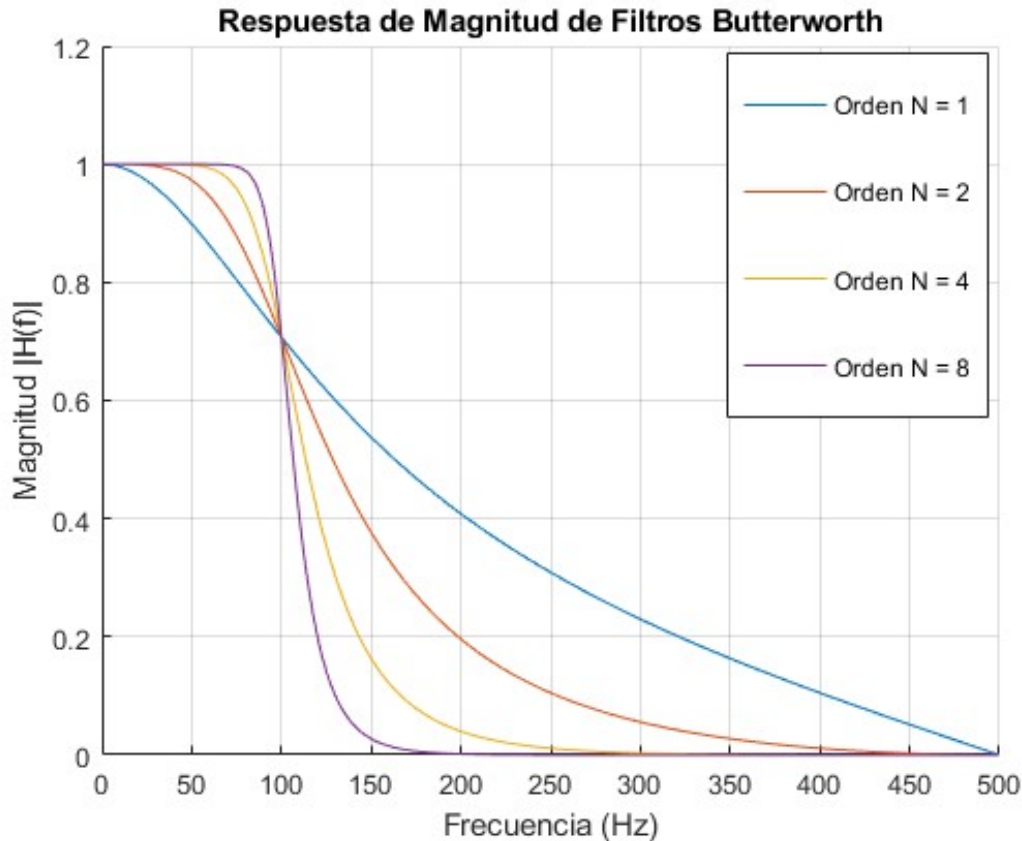


Figura 2.13: Respuesta de la magnitud de frecuencia para filtros Butterworth de diferentes órdenes.

Para lograr una atenuación δ^2 en una frecuencia determinada Ω_s , se utiliza la Ecuación 2.3 evaluada en $\Omega = \Omega_s$, como se muestra en la Ecuación 2.4. El orden del filtro N se determina en base a la atenuación buscada δ^2 , para cierta frecuencia Ω_s , como se muestra en la ecuación 2.5. Las respuestas de la magnitud respecto la frecuencia en los filtros Butterworth, se muestran en la Figura 2.13, donde los parámetros para el filtro son simplemente N , δ^2 , ϵ y la razón de Ω_s/Ω_p [33].

2.4.2. Series de Fourier y transformada de Fourier

Una de las herramientas principales para el análisis del espectro de frecuencias, son las series de Fourier y la transformada de Fourier. Las series de Fourier se usan para representar señales periódicas en términos de combinaciones lineales armónicas infinitas de funciones exponenciales o senoidales y cosenoidales, lo cual es útil para representar el espectro de potencia en función de la frecuencia. Por el otro lado, la transformada de Fourier se basa en la aplicación de límites a las series de Fourier para representar señales aperiódicas como si fueran periódicas, con lo que

se obtiene una transformación en el dominio de la señal, pasando de un dominio del tiempo a uno en la frecuencia [32] [33].

Series de Fourier

Una señal continua periódica $x_p(t)$ puede representarse a través de una suma infinita de funciones armónicas, como se muestra en la Ecuación 2.6, donde F_0 es la frecuencia fundamental (por lo tanto el periodo fundamental es $T_p = 1/F_0$), y las exponenciales $\{e^{j2\pi k F_0 t}, k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$ son las funciones armónicas con las cuales se construye la señal. El tipo de señal que se construye se determina por la frecuencia fundamental F_0 y los coeficientes de Fourier $\{c_k\}$, estos últimos especifican la forma de la señal y se calculan para cada $x_p(t)$, como se muestra en la Ecuación 2.7. Los coeficientes $\{c_k\}$ generalmente toman valores complejos y c_k, c_{-k} son complejos conjugados, por lo que $x_p(t)$ también puede expresarse como se muestra en la Ecuación 2.8, donde $a_0 = c_0, a_k = |c_k| \cos \theta_k$ y $b_k = |c_k| \sen \theta_k$ [33].

$$x_p(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k e^{j2\pi k F_0 t} \quad (2.6)$$

$$c_k = \frac{1}{T_p} \int_{T_p} x_p(t) e^{-j2\pi k F_0 t} \quad (2.7)$$

$$x_p(t) = a_0 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} [a_k \cos(2\pi F_0 t) - b_k \sen(2\pi F_0 t)] \quad (2.8)$$

Teorema 1 (Formula de Parseval para señales periódicas [32]) *La media del producto $x_p(t)x_p^*(t)$, donde $x_p^*(t)$ es el conjugado de $x_p(t)$, puede expresarse en términos de los coeficientes de Fourier $\{c_k\}$, como:*

$$\begin{aligned} \overline{x_p(t)x_p^*(t)} &= \frac{1}{T_p} \int_{T_p} x_p(t)x_p^*(t) dt = \frac{1}{T_p} \int_{-T_p/2}^{T_p/2} |x_p(t)|^2 dt \\ &= \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k c_k^* = \sum_{k=-\infty}^{\infty} |c_k|^2 \end{aligned}$$

Si $x_p(t)$ es real, tenemos que $x_p(t) = x_p^*(t)$ simplificando a:

$$\overline{x_p^2(t)} = \frac{1}{T_p} \int_{-T_p/2}^{T_p/2} x_p(t)^2 dt = \frac{1}{T_p} \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k c_k^* = \sum_{k=-\infty}^{\infty} |c_k|^2$$

El Teorema 1 sirve para calcular la potencia promedio de una señal en base de los coeficientes de Fourier, teniéndose $P_x = \sum_{k=-\infty}^{\infty} |c_k|^2$. Es evidente que la potencia del componente armónico k -ésimo está dada por $|c_k|^2$, por lo que, la potencia promedio de la señal está dada por la suma de la potencia de los componentes armónicos. Si se gráfica $|c_k|^2$ como función de las frecuencias $\{kF_0, k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$ se obtiene una representación de cómo se distribuye la potencia a lo largo de la frecuencia, a esta gráfica se le conoce como espectro de densidad de potencia, la Figura 2.14 es un claro ejemplo [33].

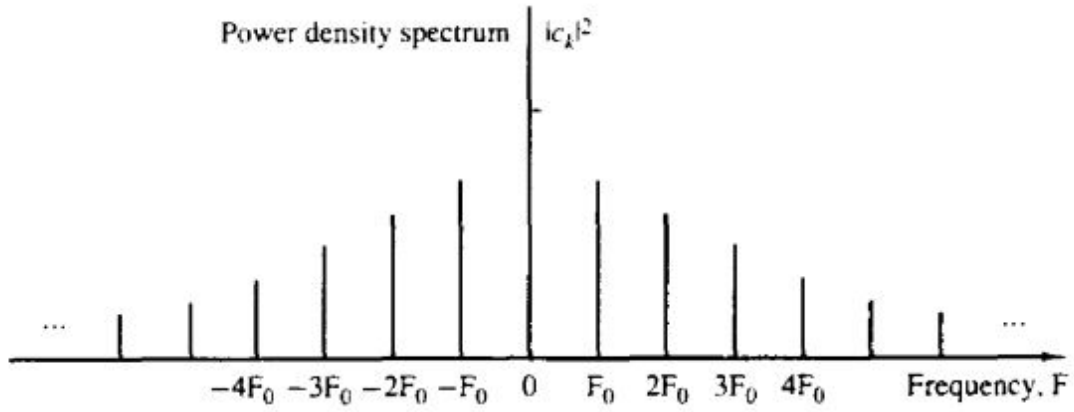


Figura 2.14: Gráfica del espectro de densidad de potencia [33].

Transformada de Fourier

Una señal aperiódica $x(t)$ puede ser representada por una señal periódica $x_p(t)$ cuando el periodo T_p tiende a infinito, esto se puede observar en la Figura 2.14, donde las líneas de espectro están separadas por una distancia F_0 , cuando el periodo tiende a infinito $T_p \rightarrow \infty$ la relación $F_0 = 1/T_p$ provoca que la frecuencia fundamental tienda a cero $F_0 \rightarrow 0$. En el límite cuando el periodo T_p es infinito, la señal se convierte en aperiódica y su espectro se vuelve continuo [32] [33].

$$c_k = \frac{1}{T_p} \int_{-T_p/2}^{T_p/2} x(t) e^{-j2\pi k F_0 t} dt = \frac{1}{T_p} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi k F_0 t} dt \quad (2.9)$$

$$X(F) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi F t} dt \quad (2.10)$$

$$c_k = \frac{1}{T_p} X(kF_0) \rightarrow T_p c_k = X(kF_0) = X\left(\frac{k}{T_p}\right) \quad (2.11)$$

Una señal periódica $x_p(t)$ y sus coeficientes de Fourier $\{c_k\}$, se pueden representar utilizando las Ecuaciones 2.6 y 2.7. Cuando se toma el límite $T_p \rightarrow \infty$, tenemos que $x_p(t) = x(t)$ para $-T_p/2 \leq t \leq T_p/2$, por lo que, podemos expresar la Ecuación 2.7 como la Ecuación 2.9, considerando que $x(t) = 0$ para $|t| > T_p$. Entonces se define la función $X(F)$, llamada la transformada de Fourier para $x(t)$, como se muestra en la Ecuación 2.10. La función $X(F)$ es de variable continua y no depende de T_p o F_0 , los coeficientes de Fourier pueden expresarse en términos de esta función, como se muestra en la Ecuación 2.11. Se puede observar que los coeficientes son ejemplos de $X(F)$ tomando múltiplos de F_0 y siendo multiplicados por $1/T_p$ [33].

$$x_p(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} X\left(\frac{k}{T_p}\right) e^{j2\pi k F_0 t} \quad (2.12)$$

$$x_p(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} X(k\Delta F) e^{j2\pi k \Delta F t} \Delta F \quad (2.13)$$

$$\lim_{T_p \rightarrow \infty} x_p(t) = x(t) = \lim_{\Delta F \rightarrow 0} \sum_{k=-\infty}^{\infty} X(k\Delta F) e^{j2\pi k \Delta F t} \Delta F \quad (2.14)$$

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(F) e^{j2\pi F t} dF$$

Una señal periódica puede expresarse con base a la transformada de Fourier sustituyendo la Ecuación 2.11 en la Ecuación 2.6, como se muestra en la Ecuación 2.12. Para aplicar el límite $T_p \rightarrow \infty$ a esta ecuación, es necesario definir $\Delta F = 1/T_p$ e introducirlo a la expresión, como se muestra en la Ecuación 2.13. Cuando T_p se aproxime al infinito $x_p(t) \rightarrow x(t)$ como ya sabemos, pero además tenemos que $\Delta F \rightarrow dF$ y $k\Delta F \rightarrow F$, donde dF , F representan el diferencial de frecuencia y la variable continua de frecuencia, respectivamente. El resultado es una relación integral entre $x(t)$ y $X(F)$ (Ecuación 2.14), a la cual se le conoce como la transformada inversa de Fourier [33].

Teorema 2 (Fórmula de Parseval para señales aperiódicas [33]) *Señales con energía finita, expresan la ley de conservación de la energía para el dominio del tiempo y frecuencia de la siguiente manera:*

$$E_x = \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |X(F)|^2 dF$$

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\omega n} \quad (2.15)$$

$$x(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} X(\omega)e^{j\omega n} d\omega \quad (2.16)$$

$$E_x = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x(n)|^2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} |X(\omega)|^2 d\omega \quad (2.17)$$

Hasta el momento se estaba trabajando con señales continuas, para el caso de las señales discretas se lleva a cabo un razonamiento similar. Se tiene una señal $x(n)$ con un periodo N o 2π , dependiendo si es una señal periódica o aperiódica. La transformada de Fourier se representa como se muestra en Ecuación 2.15, físicamente $X(\omega)$ representa el contenido de la frecuencia de $x(n)$. La transformada inversa de Fourier está dada por la Ecuación 2.16 y la fórmula de Parseval por la Ecuación 2.17 [33].

2.4.3. Transformada directa de Fourier y algoritmos de la transformada rápida de Fourier

DFT

La transformación discreta de Fourier (DFT por sus siglas en inglés) es una de las herramientas más utilizadas para el procesamiento de señales, principalmente se utiliza en los algoritmos de la transformada rápida de Fourier (FFT por sus siglas en inglés). Esta función se basa en la transformada de Fourier para una señal discreta representada por la Ecuación 2.15. En el caso de la DFT se trabaja con una señal de duración finita $x(n)$ con longitud L , donde $x(n) = 0$ para $n < 0$ y $n \geq L$ [33] [34].

$$X(\omega) = \sum_{n=0}^{L-1} x(n)e^{-j\omega n}, \quad 0 \leq \omega \leq 2\pi \quad (2.18)$$

$$\begin{aligned} X(k) &\equiv X\left(\frac{2\pi k}{N}\right) = \sum_{n=0}^{L-1} x(n)e^{-j2\pi kn/N} \\ &= \sum_{n=0}^{N-1} x(n)W_N^{kn}, \quad k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \end{aligned} \quad (2.19)$$

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) W_N^{-kn} \quad n = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2.20)$$

La transformada de una señal discreta aperiódica con longitud L con $x(n) = 0$ fuera del intervalo $0 \leq n \leq L-1$, está dada por la Ecuación 2.18. Cuando las frecuencias de $X(\omega)$ están separadas de igual manera por $\omega_k = 2\pi k/N$ para $k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ y $N \geq L$ se obtiene la Ecuación 2.19, donde $W_N = e^{-j2\pi/N}$. La relación que se acaba de mostrar en la Ecuación 2.19 representa la transformación de una secuencia $\{x(n)\}$ con longitud $L \leq N$, en una secuencia de frecuencias $\{X(k)\}$ de longitud N , a esta relación se le conoce como la transformada discreta de Fourier (DFT). Mientras que la transformación inversa discreta de Fourier está dada por la Ecuación 2.20 [33] [34].

$$\text{Propiedades de Simetría: } W_N^{k+N/2} = -W_N^k \quad (2.21)$$

$$\text{Propiedades de Periodicidad: } W_N^{k+N} = W_N^k \quad (2.22)$$

El problema con el cual uno se topa al utilizar la DFT en el procesamiento de señales digitales, es la ineficiencia computacional que existe al calcular la secuencia $\{X(k)\}$ para N valores complejos dados por la secuencia $\{x(n)\}$ de longitud N . El cálculo directo de DFT es muy ineficiente principalmente por no aprovechar la simetría y periodicidad de las fases W_N , las cuales se describen en las Ecuaciones 2.21 y 2.22. Como se puede observar los cálculos computacionales que requiere la DFT son de N^2 multiplicaciones complejas y $N(N-1)$ sumas reales [33].

Algoritmos FFT

$$X(p, q) = \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{l=0}^{L-1} x(l, m) W_N^{(Mp+q)(mL+l)} \quad (2.23)$$

$$X(p, q) = \sum_{l=0}^{L-1} \left\{ W_N^{lq} \left[\sum_{m=0}^{M-1} x(l, m) W_M^{mq} \right] \right\} W_N^{lp} \quad (2.24)$$

La solución al cálculo directo de las DFT, se presenta en la forma de los algoritmos de la transformada rápida de Fourier (FFT). La base de estos algoritmos es describir el número N como un producto de dos números, sean L y M tal que $N = LM$. Ahora los valores de $x(n)$ no se tienen que almacenar en un vector con longitud $0 \leq n \leq N-1$, sino que se puede hacer uso de una matriz $L \times M$ con $0 \leq l \leq L-1$ y $0 \leq m \leq M-1$. De la misma forma se puede mapear los cálculos para $X(k)$, con $k = (p, q)$. Por lo que el cálculo de las DFT para $X(p, q)$ se puede expresar como se muestra en la Ecuación 2.23, que al considerarse las propiedades en las Ecuaciones 2.21 y 2.22, se puede reducir la Ecuación 2.23 a la expresión mostrada en la Ecuación 2.24 [33].

La Ecuación 2.24 podrá verse más compleja de realizar, pero al analizar los cálculos computacionales necesarios podemos observar, que se necesitan $N(M+L+1)$ multiplicaciones complejas, en comparación con las N^2 requeridas en los cálculos directos de las DFT. Las sumas requeridas disminuyeron de $N(N-1)$ a $N(M+L-2)$, con el uso de los algoritmos FFT. Un rápido ejemplo del poder de esta técnica sería tomar una señal de 10 segundos con frecuencia de muestreo $f_s = 200\text{Hz}$, obteniéndose $N = 2000$ y si se toma $L = 4$ y $M = 500$, el método directo estaría en el orden de 4×10^6 multiplicaciones complejas y sumas reales, por el otro lado, el algoritmo FFT estaría en el orden de 10^6 operaciones [33].

2.4.4. Distribuciones de probabilidad

Para definir un modelo estadístico, es necesario tener una variable aleatoria x que represente la cantidad de eventos que tiene un resultado incierto, un espacio muestral Ω que denota todos los posibles resultados de x y una distribución de probabilidad, la cual asigna una probabilidad a cada evento asociado con x . Para variables discretas lo anterior es suficiente para crear los modelos estadísticos, pero para el caso de las variables continuas, que son las comunes, se tiene que tomar ciertas consideraciones [36] [37].

$$F(x) = Pr\{X \leq x\} \quad (2.25)$$

$$f(x) = \frac{dF}{dx} \quad (2.26)$$

$$Pr\{a \leq X \leq b\} = \int_a^b f(u)du \quad (2.27)$$

Como el espacio muestral Ω es un continuo, se define la función de distribución de probabilidad como se muestra en la Ecuación 2.25, la cual, en caso de ser diferenciable, se usa para definir la función de densidad de probabilidad (Ecuación 2.26). Para estos casos de variables continuas no se habla de asignar una probabilidad a cada caso, sino la posibilidad de un intervalo específico en el espacio muestral ($[a, b] \in \Omega$) como se expresa en la Ecuación 2.27 [36] [37].

$$E(X) = \int_{\Omega} xf(x)dx \quad (2.28)$$

$$Var(X) = \int_{\Omega} [x - E(X)]^2 f(x)dx \quad (2.29)$$

Las distribuciones de probabilidad pueden caracterizarse por dos estadísticas principales, la media y la varianza. La media $E(X)$ proporciona información sobre el valor promedio y su ubicación (Ecuación 2.28), mientras que la varianza $Var(X)$ está relacionada con la dispersión de la distribución respecto la media (Ecuación 2.29). A partir de la varianza, se puede conocer la desviación estándar, que se define como la raíz cuadrada de la varianza y también proporciona información de la dispersión, pero en unidades de X [37].

Log-likelihood

$$L(\theta) = \prod_{i=1}^n f(x_i|\theta) \quad (2.30)$$

$$l(\theta) = \log L(\theta) = \sum_{i=1}^n \log f(x_i|\theta) \quad (2.31)$$

La función log-likelihood mide que tan certero es el modelo estadístico ajustándose a un conjunto de datos. Se basa en la probabilidad de observar los datos del conjunto bajo los parámetros del modelo, en su forma logarítmica. Para un conjunto de datos $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ que cuenta con una función de densidad de probabilidad $f(x|\theta)$, siendo θ los parámetros del modelo estadístico, se puede calcular la verosimilitud como se muestra en la Ecuación 2.30, y a ésta se le aplica el logaritmo para obtener el log-likelihood como se muestra en la Ecuación 2.31. [37].

Distribución normal

La distribución normal es una de las distribuciones más observadas en eventos aleatorios naturales y por lo tanto de las más utilizadas en modelos estadísticos. La función de densidad de probabilidad se muestra en la Ecuación 2.32, donde los parámetros μ , σ representan la media y desviación estándar respectivamente. Las cualidades que se tienen son, que la media μ localiza el centro de la distribución y la distribución es simétrica alrededor de μ [36] [37]. La forma de la distribución se determina por σ , designando la altura y el ancho de la curva como, se muestra en la Figura 2.15.

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp \left[-\frac{(x - \mu)^2}{2\sigma^2} \right], x \in \mathbb{R} \quad (2.32)$$

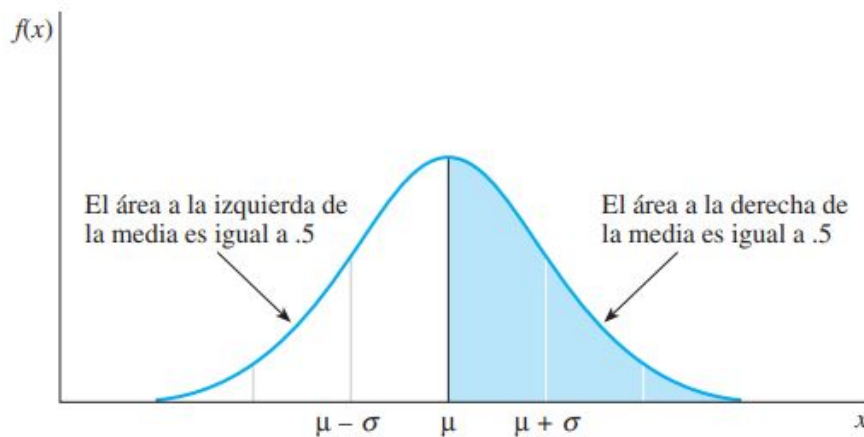


Figura 2.15: Gráfica de la distribución normal [36].

Distribución general de valores extremos

La teoría de valores extremos se centra en analizar y procesar comportamientos inusuales dentro de un intervalo de tiempo. En los modelos estadísticos implica estimar la probabilidad de eventos extremos, en comparación a la norma observada. El argumento principal de la teoría es tomar un periodo de tiempo n , en el que se registran los eventos X_1, X_2, \dots, X_n y se determina el máximo de estos eventos M_n . Conocer el comportamiento estadístico de las eventos X_i es necesario para determinar el comportamiento de M_n , por lo que es imperativo establecer una función de distribución F que describa los eventos X_i [37].

Teorema 3 (Tipos de Extremos [37]) *Si existen las constantes $(a_n > 0)$ y (b_n) que satisfacen*

$$\Pr\{(M_n - b_n)/a_n \leq z\} \rightarrow G(z) \text{ donde } n \rightarrow \infty,$$

donde G es una función de distribución no degenerada (función de distribución acumulativa, que no se concentra en un único punto), entonces G pertenece a una de las siguientes familias:

$$I : G(z) = \exp \left\{ - \exp \left[- \left(\frac{z-b}{a} \right) \right] \right\}, \quad -\infty < z < \infty;$$

$$II : G(z) = \begin{cases} 0, & z \leq b, \\ \exp \left\{ - \left(\frac{z-b}{a} \right)^{-\alpha} \right\}, & z > b; \end{cases}$$

$$III : G(z) = \begin{cases} \exp \left\{ - \left[- \left(\frac{z-b}{a} \right)^\alpha \right] \right\}, & z < b, \\ 1, & z \geq b. \end{cases}$$

para los parámetros $a > 0$, b y en el caso de las familias II y III, $\alpha > 0$.

Las tres familias del Teorema 3 son las distribuciones del valor extremo, también conocidas como Gumbel, Fréchet y Weibull respectivamente. El problema que se tiene al trabajar con tres distribuciones distintas es saber cómo elegir cual usar, cada una tiene formas y comportamientos distintos. Por ejemplo, cuando se analiza el límite de la distribución G en z_+ (límite superior), para la distribución Weibull converge, mientras que para las distribuciones Fréchet y Gumbel diverge. Además, que la densidad de G cae exponencialmente en la distribución Gumbel y polinomialmente para la Fréchet [37].

$$G(z) = \exp \left\{ - \left[1 + \xi \left(\frac{z-\mu}{\sigma} \right)^{\frac{-1}{\xi}} \right] \right\} \quad (2.33)$$

$$G(z) = \exp \left\{ - \exp \left[- \left(\frac{z-\mu}{\sigma} \right) \right] \right\} \quad (2.34)$$

Una mejor alternativa se presenta cuando se combinan las tres familias en una sola expresión, como se muestra en la Ecuación 2.33, donde el parámetro z se define como $\{z : 1 + \xi(z-\mu)/\sigma > 0\}$ y los parámetros satisfacen $-\infty < \mu < \infty$, $\sigma > 0$ y $-\infty < \xi < \infty$. A esta expresión se le conoce como la distribución general de valores extremos (GEV por sus siglas en ingles). La distribución tiene tres parámetros, la ubicación μ , la escala σ y la forma ξ . El parámetro de forma es el que distingue a las tres familias, siendo $\xi > 0$ para la Fréchet, $\xi < 0$ la Weibull y el límite cuando $\xi \rightarrow 0$ para la Gumbel. La parametrización de la Ecuación 2.33 se aplica directamente para las familias Fréchet y Weibull, pero en el caso de la Gumbel es necesario interpretar la ecuación como el límite cuando $\xi \rightarrow 0$, obteniéndose la Ecuación 2.34 [37].

$$Media = \mu + \frac{\sigma}{\xi} [\Gamma(1 - \xi) - 1] \quad (2.35)$$

$$Varianza = \frac{\sigma^2}{\xi^2} [\Gamma(1 - 2\xi) - \Gamma^2(1 - \xi)] \quad (2.36)$$

En la distribución general de valores extremos, no es posible definir una media y varianza en todos los casos, el parámetro de forma ξ juega un papel determinante en el cálculo de la media y varianza, que se establecen en las Ecuaciones 2.35 y 2.36. Al estar presente la función Gamma ($\Gamma(x)$) en las ecuaciones recién mencionadas, los valores de ξ quedan restringidos a $\{\xi : 1 - \xi > 0\}$ para la media y $\{\xi : 1 - 2\xi > 0\}$ para la varianza, esto debido a que la función Gamma solo está definida para $x > 0$. Por lo tanto, el parámetro de forma debe ser $\xi < 0,5$ para que la media y varianza converjan (en el caso de $\xi \leq 1$ la media si converge, aunque la varianza diverge) [38].

2.4.5. Prueba U de Mann-Whitney

La prueba U de Mann-Whitney se define como el número de veces que un valor de una población Y precede a un valor de una población X, en un arreglo combinado de las dos muestras independientes, ordenados de menor a mayor. Esta prueba se utiliza para comparar dos muestras independientes y determinar si los valores de las muestras están mezclados aleatoriamente o existen agrupaciones en los extremos del arreglo. En caso de tener una mezcla aleatoria de los valores, las muestras no presentan diferencias significativas, por el otro lado, presentar agrupaciones indica una diferencia estadísticamente significativa entre ellas [39] [40].

Para determinar si existe una diferencia significativa entre las muestras, se plantea una hipótesis nula H_0 , la cual afirma que no existe una tendencia de una muestra a estar por encima o debajo de la otra. El objetivo de la prueba U de Mann-Whitney es calcular la probabilidad de que la hipótesis nula sea verdadera. Por lo general, para rechazar la hipótesis se determina un riesgo $\alpha = 0,05$ que, en otras palabras, significa que hay una probabilidad del 95 % que la diferencia estadística sea real y no por suerte [40].

$$U_i = n_1 n_2 + \frac{n_i(n_i + 1)}{2} - \sum R_i \quad (2.37)$$

La Ecuación 2.37 presenta la forma de calcular la estadística de la prueba U de Mann-Whitney para ambas poblaciones, donde U_i es la estadística correspondiente a la muestra de interés, n_i es el tamaño de la muestra a calcular, n_1 es el tamaño de la primera muestra, n_2 es el tamaño de la segunda muestra y $\sum R_i$ es la suma de rangos para la muestra de interés [40].

$$\mu_U = \frac{n_1 n_2}{2} \quad (2.38)$$

$$\sigma_U = \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 + 1)}{12}} \quad (2.39)$$

$$Z = \frac{U - \mu_U}{\sigma_U} \quad (2.40)$$

Se calcula la estadística U_i para ambas poblaciones y se toma la menor de ellas, en caso de ser poblaciones pequeñas existen tablas con las cuales se compara el valor obtenido de U y se obtienen los resultados de la prueba. Para los casos con poblaciones que excedan los valores en las tablas, se debe calcular la estadística normalizada Z . Utilizando la ecuación 2.38 se calcula la media, con la Ecuación 2.39 su desviación estándar y con la Ecuación 2.40 es valor de Z . Utilizando tablas de distribución normal se pueden obtener las regiones en la que los valores de Z se deben de encontrar o se puede calcular el valor de p bilateral asociado al valor Z de una distribución normal [39] [40].

$$r = \frac{|Z|}{\sqrt{n_1 + n_2}} \quad (2.41)$$

El valor de p debe ser menor al nivel de riesgo $\alpha = 0,05$ para negar la hipótesis nula H_0 , confirmando que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las muestras. En caso de existir dicha diferencia, se calcula el tamaño de efecto r , haciendo uso de la Ecuación 2.41. Este valor indica la importancia de la diferencia práctica entre las muestras en un rango de 0 a 1, por convención se define: Insignificante $0 \leq r < 0,1$, Pequeño $0,1 \leq r < 0,3$, Mediano $0,3 \leq r < 0,5$ y Grande $0,5 \leq r \leq 1$ [40].

CAPÍTULO 3

Metodología

Sección 3.1.

Diseño del experimento

Como ya se mencionó en la Sección 1.1, la implementación de la EAG es novedosa y poco documentada, aunque con base en las publicaciones que se tuvieron al momento en el que se realiza este trabajo. Se utilizaron todos los avances en el área para proponer una nueva metodología buscando mejorar cuatro conceptos clave: la estabilidad del paciente, la estandarización de la fuerza empleada, la accesibilidad de la prueba y el acomodo de los electrodos.

Hasta el momento, la metodología que se utilizó en la aplicación de EAG en humanos, constó de conectar electrodos alrededor de la línea articular de la rodilla, mientras que el paciente se encontró en bipedestación con los pies a la altura de sus hombro, una vez iniciada la toma de datos el paciente debió transferir su peso a una sola pierna durante 4 segundos y luego repite el movimiento en la otra pierna, este procedimiento se realiza por 120 segundos. Con esta metodología propuesta en [2], se logró probar una diferencia significativa en los valores del potencial eléctrico obtenidos en una población con OA diagnosticada (Todos los sujetos de esta población ya contaban con una prótesis de rodilla en una pierna), de los obtenidos en una población aparentemente sana.



Figura 3.1: Imagen del dispositivo usado para la toma de datos.

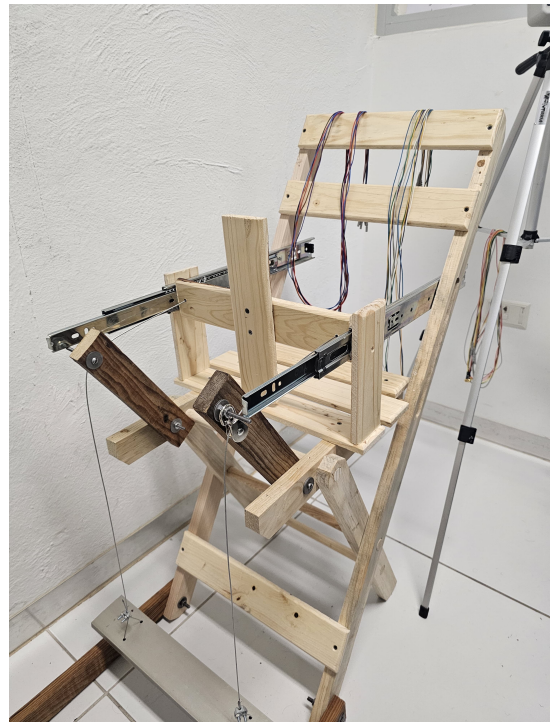


Figura 3.2: Enfoque en la parte del dispositivo con la cual se aplica la fuerza de compresión.

Para mejorar los cuatro conceptos mencionados previamente respecto a la metodología existente, se diseñó el dispositivo que se muestra en la Figura 3.1. El paciente se sienta en la silla del lado izquierdo y coloca una pierna sobre la silla del lado derecho, se le pide al paciente acomodarse de manera que la pierna extendida quede completamente recta y derecha respecto a su cadera, la región plantar del pie se apoyó sobre la tabla vertical que se encuentra en la silla derecha (en la Figura 3.2 se observa con mayor claridad). De esta manera se logra otorgar una mayor estabilidad al paciente durante la prueba y se evita inclinaciones en la postura, que llegan a tener un gran impacto en los valores del potencial eléctrico [12].

Otro concepto de suma importancia es la estandarización de la fuerza aplicada a la articulación, en la metodología existente se utiliza el peso corporal como fuerza de compresión, lo cual depende completamente de la masa del paciente, complicando el proceso de estandarizar la relación entre la fuerza aplicada y los potenciales eléctricos generados. En la Figura 3.2 se muestra la silla derecha del dispositivo, esta cuenta con dos rieles fijos a la silla que permiten el movimiento libre de la tabla donde se apoya la planta del pie, esta tabla esta fija a otra tabla en perpendicular que se conecta a los rieles. La tabla horizontal tiene dos cables de acero, uno a cada extremo de esta, los cuales pasan por una carretilla que mantiene un ángulo recto entre los rieles y la base de aluminio a la están fijos los cables. En la base de aluminio se coloca un peso que a través de los cables transfiere la fuerza directamente a las tablas que forman una cruz, logrando imprimir una fuerza sobre la planta del pie. Esta fuerza es conocida y paralela a la pierna extendida del paciente, permitiendo estandarizar la relación entre la fuerza aplica y el potencial generado.

La accesibilidad de la prueba se debe mejorar, al estar desarrollando una nueva metodología que en algún momento pueda ser utilizada en el diagnóstico de la OA, ya sea en etapas tempranas o tardías de la enfermedad, la implementación de la prueba debe ser amigable para diferentes perfiles de personas. El estar parado transfiriendo el peso corporal de una pierna a otra, podría ser difícil de ejecutar en personas de la tercera edad o con problemas graves de rodilla, que son gran parte de la demografía que realizaría la prueba. Por esta razón se buscó que el paciente se encuentre sentado cómodamente y se le extienda la pierna en la que se realizará la prueba. Para este trabajo las poblaciones participantes en la experimentación serán estudiantes de universidad como se explicará más adelante, por lo que, mantener un ángulo de 90° no es problema. Para estudios futuros la movilidad del paciente jugará un factor determinante en el ángulo en el cual pueda extender la pierna cómodamente, pero esto se puede arreglar modificando el dispositivo y permitiendo que la pierna esté en ángulos mayores a los 90° manteniendo las mismas mecánicas en las fuerzas de compresión.

La colocación de los electrodos en las metodologías existentes, en parte está enfocado en demostrar que la actividad eléctrica detectada proviene de la articulación, para este trabajo se parte del hecho que las señales EAG proviene del cartílago articular en la rodilla, como se explicó en la Sección 1.1. La colocación de los electrodos en este experimento se diseñó con el propósito de optimizar la detección de señales EAG. Dos electrodos se colocaron en las regiones laterales de la rótula y otros dos en los laterales de la rodilla, todos ubicados sobre la línea articular, como se muestra en las Figuras 3.3 y 3.4. Se decidió no colocar electrodos en la parte posterior de la articulación debido a que son los puntos con mayor cantidad de tejido suave entre el electrodo y la articulación, y por consideraciones de logística relacionadas con la cantidad de electrodos disponibles, solo se podían usar 4 electrodos de medición. El electrodo de referencia se colocó en la tibia, a mitad de su longitud, mientras que el electrodo de tierra se ubicó 5cm por debajo, también sobre la superficie de la tibia. El equipo utilizado para registrar las señales fue el electroencefalógrafo CONTEC KT88-3200 de 32 canales, que utiliza un amplificador de EEG.



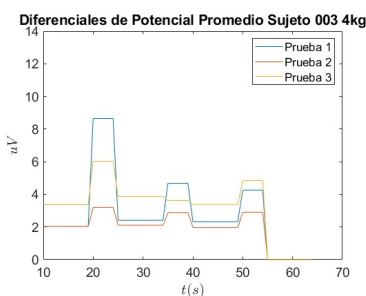
Figura 3.3: Colocación designado para los cuatro electrodos: 1-Interno, 2-Rótula Interno, 3-Rótula Externo y 4- Externo.



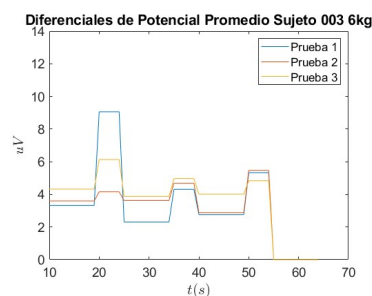
Figura 3.4: Ubicación del electrodo de referencia (azul) y tierra (verde).

3.1.1. Estandarización

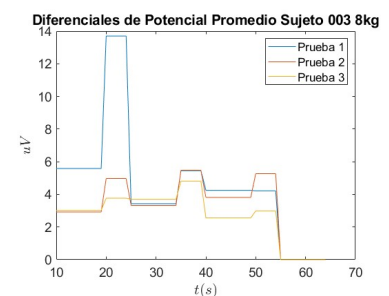
Para determinar la cantidad de peso que se utilizaría en el estudio, se realizaron tres pruebas en cuatro sujetos, dos hombres y dos mujeres, a los que se les aplicó tres pesos distintos a lo largo de tres días (para no fatigar las propiedades del cartílago [11]), se utilizaron discos de 2kg y las pruebas se realizaron con dos discos (4kg), tres discos (6kg) y cuatro discos (8kg). La prueba consistió en sentar al sujeto con los electrodos ya colocados y asegurados en la silla, una vez que el sujeto está acomodado correctamente en la silla se inicia la toma de datos, durante los primeros 10 segundos el peso es sostenido por una persona externa de manera que el paciente no esté recibiendo ninguna fuerza de compresión, pasados los 20 segundos iniciales se deja caer controladamente el peso ejerciendo la fuerza de compresión en el sujeto durante cinco segundos, pasando este periodo de compresión la persona externa vuelve a sostener el peso por 10 segundos y esto se repite dos veces más, teniendo un total de tres compresiones y cuatro reposos.



(a) Pruebas con 4kg.



(b) Pruebas con 6kg.



(c) Pruebas con 8kg.

Figura 3.5: Gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para los 3 pesos propuestos en la estandarización.

En el análisis de los datos se observó una clara relación creciente entre el peso utilizado y los potenciales eléctricos generados, siendo la prueba con cuatro discos la que obtuvo valores mayores, aunque los resultados con mayor consistencia corresponden a la prueba con tres discos.

Las gráficas de potenciales eléctricos promedio a lo largo del tiempo (Figura 3.5) en las pruebas de los cuatro discos mostraron grandes diferencias entre cada prueba y en algunos casos poca distinción entre los reposos y compresiones, esto se puede deber a la implementación del peso, ya que la persona externa que está sosteniendo el peso y lo dejaba caer controladamente, se encontraba en una posición incómoda y comentó que al sostener los cuatro discos llegaba a tener ligeros movimientos, al igual que le costaba dejar caer controladamente el peso. En el caso de los tres discos estos problemas eran menores y las gráficas mostraban una mejor distinción entre los reposos y las compresiones, por estas razones se optó por utilizar tres discos en la experimentación.

3.1.2. Selección de poblaciones

Con el propósito de realizar una comparación entre dos poblaciones distintas, una sin factores de riesgo de la OA y otra con factores de riesgo a la enfermedad, se definió el tamaño de muestra para cada población en 20 sujetos, siendo un total de 40 participantes. A cada sujeto se le aplicó tres veces la prueba en cada pierna, obteniéndose un total de 280 pruebas en total. Cada población consistió en 10 hombres y 10 mujeres, con la finalidad de comparar los resultados entre sexos y obtener resultados más específicos.

Los principales factores de riesgo de la OA, son la obesidad, alteraciones en la alineación articular, deportes de alto impacto y daños articulares previos, como se mencionó en la Sección 2.1.2. Con base a estos factores de riesgo se diseñaron los criterios de inclusión y exclusión para cada población, como se muestra a continuación. Los diagnósticos de enfermedades articulares, al igual que las alteraciones en la alineación articular son criterios de exclusión para ambas poblaciones, en el caso de la población control es por razones obvias y en el caso de la población con factores de riesgo es con el objetivo de no poner en riesgo la salud de los participantes. El experimento está diseñado para ejercer una presión menor a la que se ejerce cuando uno camina, aun así, se optó por no incluir a personas con problemas ya diagnosticadas en este trabajo con el mismo objetivo mencionado anteriormente. En el Apéndice B se muestra la encuesta que contestaron todos los participantes y con la que se decidió si cumplían con los criterios necesarios para ser parte del estudio.

Población sin factores de riesgo

■ Criterios de inclusión:

- Edad entre los 18 y 25 años.
- Índice de masa corporal normal ($18,5 \leq IMC \leq 24,9$).

■ Criterios de exclusión:

- Edad menor a 18 años o mayor a 25.
- Índice de masa corporal fuera de lo normal ($IMC \leq 18,5$ o $IMC \geq 24,9$).
- Diagnósticos previos de cualquier enfermedad articular.
- Presentar cualquier de los siguientes síntomas: inflamación en las articulaciones, rigidez matutina, reducción de la movilidad articular.
- Contar con cualquier alteración de alineación articular.
- Practicar cualquier de los siguientes deportes: fútbol, baloncesto, artes marciales, atletismo, levantamiento de pesas, voleibol.

Población con factores de riesgo

- Criterios de inclusión:
 - Edad entre los 18 y 25 años.
 - Índice de masa corporal obesidad ($IMC \leq 30$).
 - Presentar cualquier de los siguientes síntomas: inflamación en las articulaciones, rigidez matutina, reducción de la movilidad articular.
- Criterios de exclusión:
 - Diagnósticos previos de cualquier enfermedad articular.
 - Contar con cualquier alteración de alineación articular.

Sección 3.2.

Realización del experimento

A los sujetos que cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión para cualquiera de las dos poblaciones, se les contactó y pidió que llevaran shorts o alguna prenda de ropa inferior que pudiera dejar descubierta el área del tobillo hasta la rodilla de manera cómoda, además se les pidió llevar calcetines ya que la prueba se realiza sin calzado. Al llegar el sujeto al lugar donde se llevó a cabo el experimento, se le explicó detalladamente en lo que consistiría la prueba y los fines con los que se estaba realizando, además se les dio una carta de consentimiento informado para que la leyeran y si estaban de acuerdo con ella, la firmaran. La carta de consentimiento se encuentra en el Apéndice C.

3.2.1. Preparación del sujeto

Se le solicitó al sujeto sentarse en una silla y descubriese el área de la rodilla donde se colocarían los electrodos, y utilizando algodón mojado en alcohol isopropílico se frotó toda la zona frontal de la rodilla y a lo largo de la tibia. El alcohol isopropílico se encarga de limpiar cremas corporales y eliminar restos de sudor y piel muerta, una vez limpia el área de la rodilla, comenzó la palpación para encontrar los puntos donde colocaron los electrodos.

La palpación consistió en localizar los laterales de la cabeza del fémur, justo por encima de la rodilla, y descender con los dedos hasta identificar su límite, marcando el primer punto de referencia. Posteriormente, se palparon los laterales de la tibia en dirección a la rodilla hasta identificar su extremo. La línea articular se definió como el espacio comprendido entre este punto y el primero marcado, esto se muestra en la Figura 3.6. Para confirmar la ubicación exacta sobre la línea articular de la rodilla, se le solicitó al sujeto extender y flexionar lentamente la pierna mientras se mantienen los dedos sobre los extremos de la línea articular de la rodilla. En caso de percibir la separación entre los huesos, se tomaban como los puntos correctos para los electrodos laterales.

Se le aplicó una cantidad generosa de pasta conductora EEG de la marca Ten20 a los electrodos de EEG, que luego se colocaron en los puntos marcados, orientando los cables hacia la dirección de los pies y asegurándolos con cinta Micropore. A partir de estos dos electrodos, se trazó imaginariamente la línea articular que los conecta. En el punto medio de esta línea se localiza la rótula, identificada mediante palpación, y a sus laterales sobre la línea articular se marcan los dos puntos faltantes. Los electrodos correspondientes a estos dos puntos fueron colocados y asegurados de la misma forma que los electrodos anteriores. Este procedimiento fue aplicado para ambas piernas y durante este tiempo se aplicó el cuestionario KOOS.

3.2.2. Toma de datos

Ya que el sujeto tenía los electrodos colocados se le pidió quitarse el calzado y sentarse en la silla del lado izquierdo del dispositivo. Se le repitió en que consistiría cada prueba, empezando por un periodo de reposo de 20 segundos seguido por cinco segundos de actividad y otros 10 de reposo, y esto se repetiría dos veces más, dando un total de tres compresiones y cuatro reposos. Se le pidió encontrar una posición en la que estuviera cómodo, cuidando que su pierna a medir esté en un ángulo recto respecto al soporte del pie y su pie paralelo al mismo soporte. La última indicación antes del inicio de la prueba fue mantenerse quieto sin intentar resistirse a la fuerza de compresión y no hablar durante la prueba.



Figura 3.6: Foto durante la colocación de los electrodos.



Figura 3.7: Foto durante la realización de una prueba.

Para realizar la prueba se necesitó de dos personas, una encargada de comenzar la medición en la computadora, ir marcando los tiempos de reposo y actividades en voz alta para que su compañero los escuche, y finalizar la medición. La otra persona se encarga de sostener el peso durante los reposos y dejarlo caer cuidadosamente durante las compresiones. En la Figura 3.7 se muestra una foto durante la realización de una prueba. El orden en el que se realizaron las pruebas fue primero la pierna derecha, inmediatamente se iniciaba un temporizador de 15 minutos y se realizaba en la pierna izquierda, al finalizar en esta pierna se iniciaba otro temporizador de 15 minutos. Una vez pasados los 15 minutos para una pierna se daba inicio a la siguiente prueba, esto se repitió hasta tener tres pruebas para cada pierna. Los 15 minutos que se tomaron entre las pruebas para cada pierna tenían la finalidad de evitar la fatiga en el cartílago.

Sección 3.3.

Análisis de datos

3.3.1. Filtro de datos

Los datos fueron recolectados mediante el software del electroencefalógrafo, generando un archivo tipo EDF por cada prueba realizada, lo que resultó en un total de 280 archivos. Cada archivo fue procesado mediante un código en MATLAB diseñado para abrir archivos .EDF y convertirlos en archivos .mat. Posteriormente, se desarrolló otro código en MATLAB que permitía visualizar las cuatro señales del potencial eléctrico a lo largo del tiempo correspondientes a cada electrodo. Las señales presentaron una gran magnitud de ruido, debido a la naturaleza de las señales electroartrográficas que se encuentran por debajo de los $10\mu V$, en frecuencias menores a los $7Hz$. Por estas razones, se aplicó un filtro Butterworth pasa-bajas con una frecuencia de corte en $5Hz$. En la Figura 3.8 se muestra la gráfica de la relación señal-ruido después de ser filtrada.

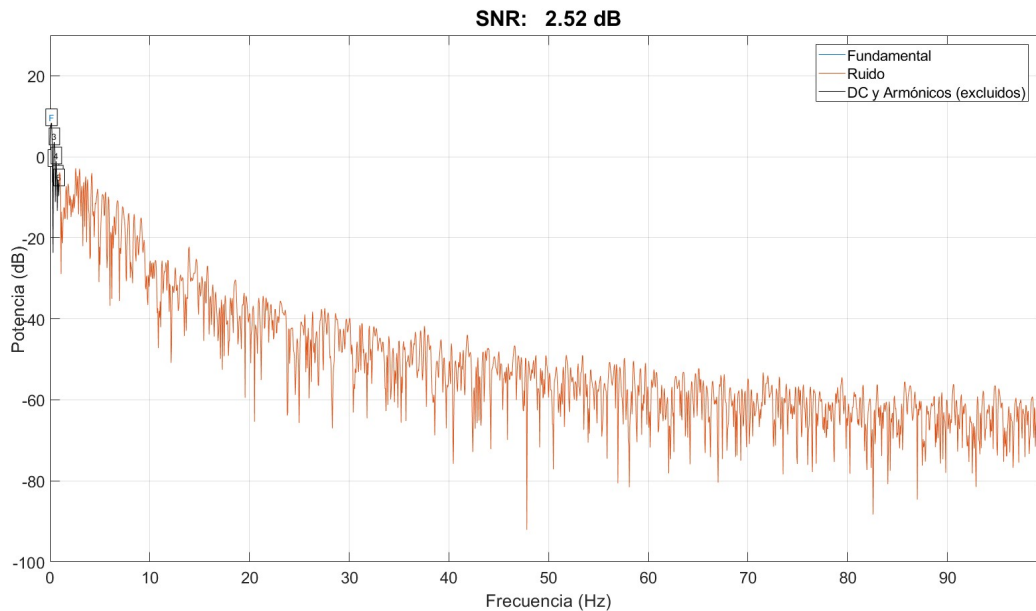


Figura 3.8: Gráfica de relación señal ruido de la señal filtrada.

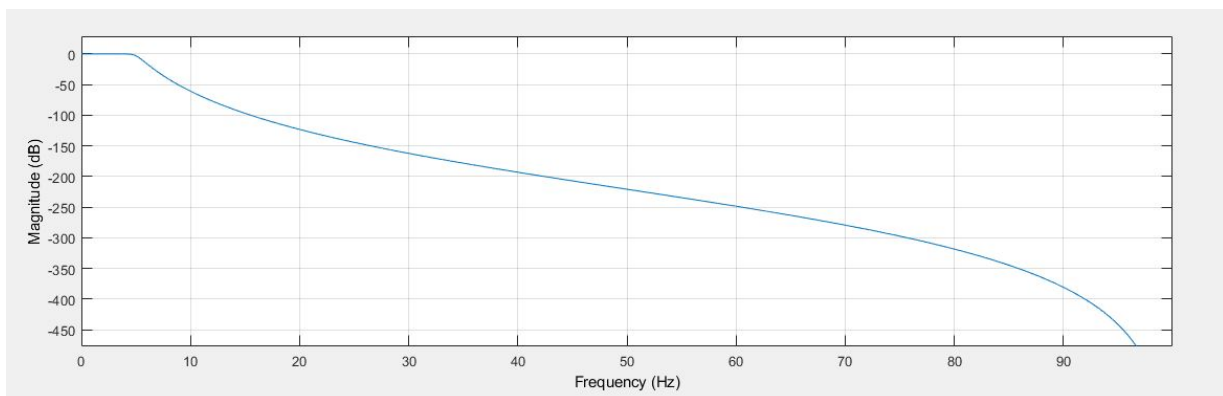
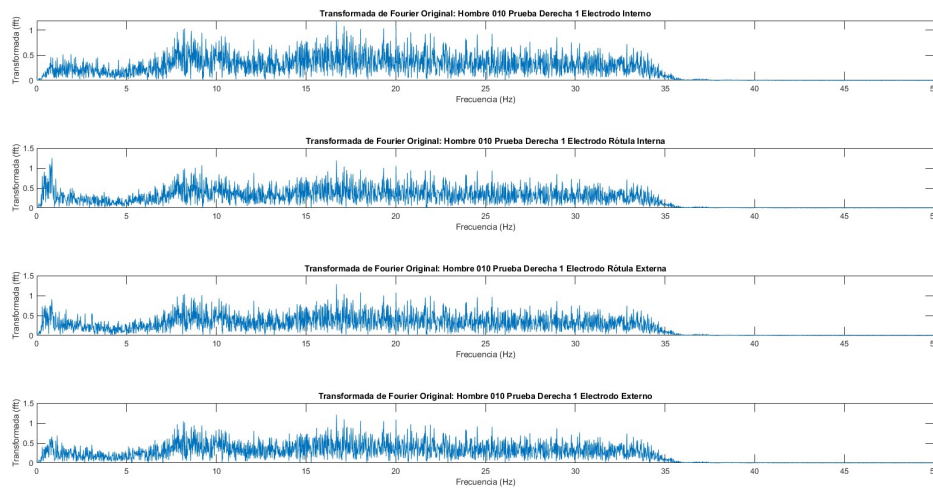
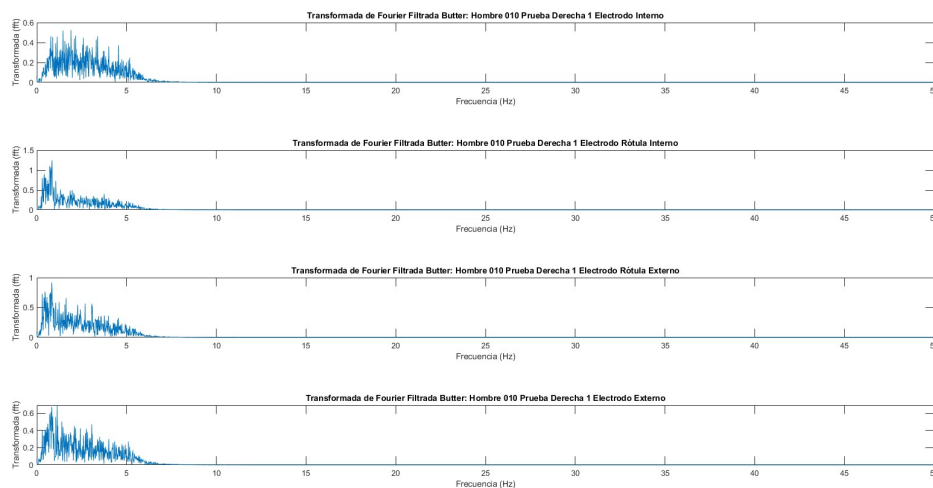


Figura 3.9: Filtro tipo IIR Butterworth pasa-bajas, con orden $N = 10$, frecuencia de muestreo $f_s = 200Hz$ y frecuencia de corte $f_c = 5Hz$.

En la Figura 3.9 se muestra el diseño del filtro, realizado en MATLAB mediante la aplicación de diseño de filtros incluida en el software. El filtro diseñado es de tipo IIR Butterworth pasabajas, con orden $N = 10$, frecuencia de muestreo $f_s = 200Hz$ y frecuencia de corte $f_c = 5Hz$. La frecuencia de corte se estableció en $5Hz$, bajo el criterio de que no se registran señales musculares por debajo de este rango, ya que la mayoría de la literatura reporta frecuencias provenientes de los músculos a partir de los $7Hz$, como se detalló en la Sección 2.2.2. Se eligió un orden del filtro $N = 10$ para lograr una atenuación cercana a los $30dB$ a partir de los $7Hz$, y limitar las distorsiones de magnitud en frecuencias inferiores a los $5Hz$, en menos de los $2,5dB$. La frecuencia de muestreo $f_s = 200Hz$ está fija al electroencefalógrafo utilizado. En la Figura 3.10 se muestra una comparativa de la transformada de Fourier de las señales antes y después de ser filtradas, confirmando la eficacia del filtro.

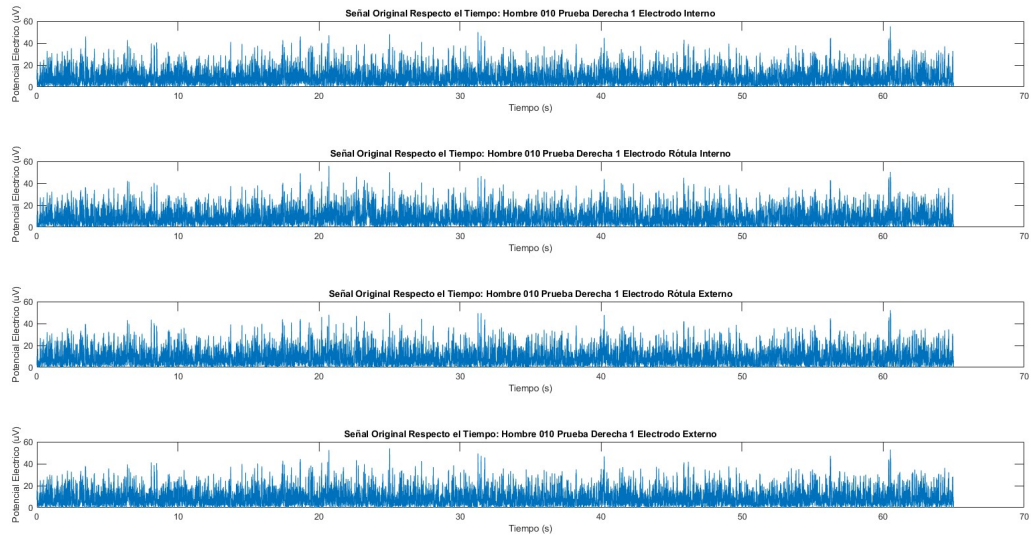


(a) Gráfica de la transformada de Fourier para las señales sin filtrar.

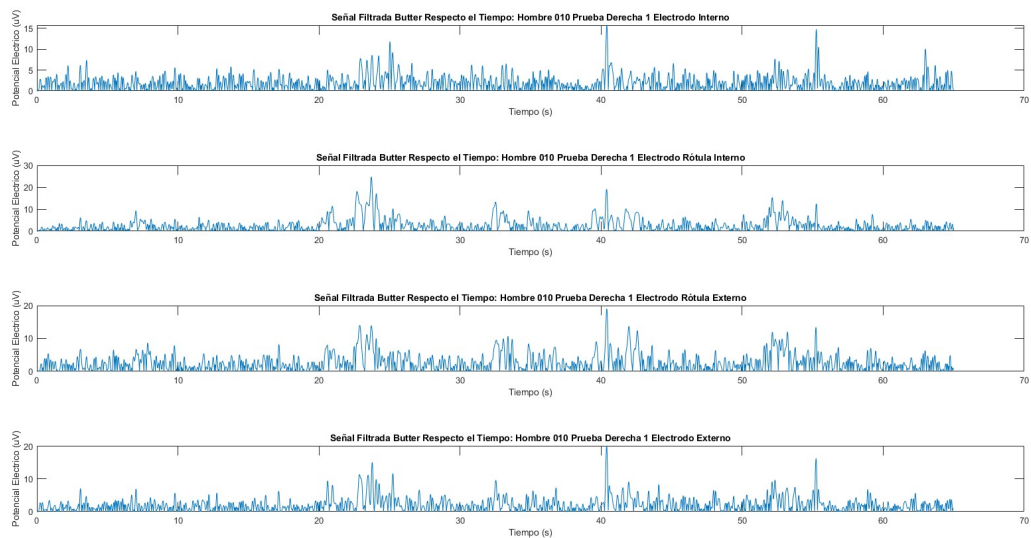


(b) Gráfica de la transformada de Fourier para las señales filtradas.

Figura 3.10: Comparación entre la transformada de Fourier para las señales antes y después de ser filtradas.



(a) Gráfica de las señales del potencial eléctrico a lo largo del tiempo originales.



(b) Gráfica de las señales del potencial eléctrico a lo largo del tiempo filtradas.

Figura 3.11: Comparación entre las señales antes y después de ser filtradas.

A partir de las gráficas de las cuatro señales filtradas, se desarrolló un tercer código en MATLAB para definir los vectores correspondientes a los periodos de reposo y compresión. Estos vectores se definieron a través de la visualización de las señales, usando el cursor sobre la gráfica de la señal, se determinaban los momentos de iniciación y finalización de las compresiones. Se optó por trabajar con las señales filtradas para facilitar la identificación de los periodos de compresión, como se ilustra en la Figura 3.11. En esta figura, la gráfica (a) muestra las señales sin filtrar, mientras que la (b) presenta las señales una vez filtradas.

La segmentación se llevó a cabo identificando, en cualquiera de estas gráficas, un pico significativo cercano al tiempo establecido como el inicio de la compresión, el cual se marcó como el punto inicial. Posteriormente, se localizó otro pico prominente que identificara el final de la compresión, aproximadamente cinco segundos después. Este procedimiento se repitió para las tres compresiones, definiendo así los intervalos correspondientes para los cuatro electrodos.

Este proceso de selección de los vectores de reposo y compresión requirió, en algunos casos, la aplicación de criterio personal, ya que no siempre era evidente el inicio y fin de cada compresión. Para la población sin factores de riesgo, la segmentación fue relativamente sencilla; en la mayoría de los casos, se identificaron claramente las compresiones en los rangos de tiempo esperados, entre los 20-25 segundos la primera, entre los 35-40 segundos la segunda, y entre 50-55 segundos la tercera.

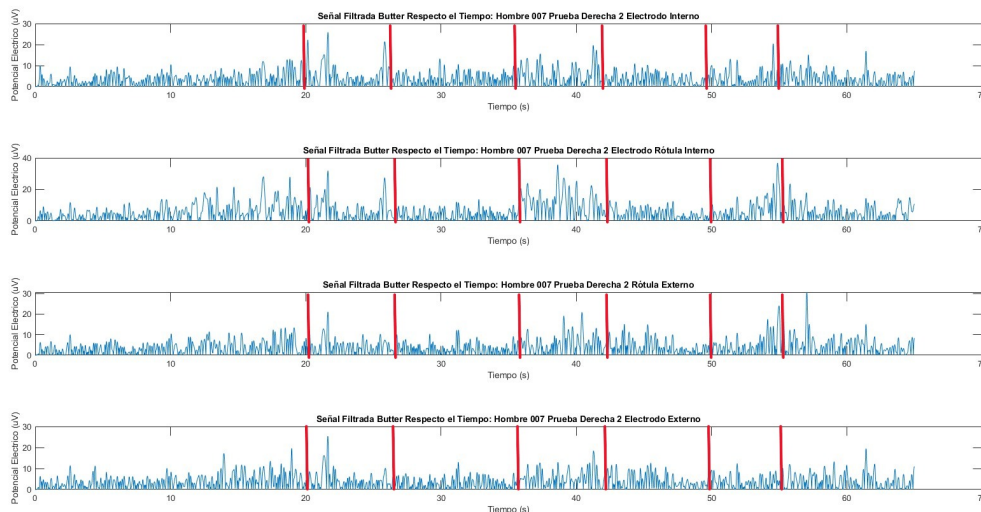


Figura 3.12: Gráfica de la segmentación de intervalos de compresión, para una prueba de un sujeto de la población sin factores de riesgo.

Sin embargo, debido a factores como el error humano y el tiempo de reacción, tanto de la persona encargada de marcar las etapas como de quien sostenía y soltaba el peso, los intervalos de compresión no coincidieron exactamente con las marcas previstas, aunque se mantuvieron muy cercanas a ellas. Además, se consideró que cada intervalo debía durar sobre los cinco segundos. En la Figura 3.12 se muestra un ejemplo de la segmentación de los intervalos en las cuatro señales para un sujeto de la primera población.

En el caso de la población con factores de riesgo, la identificación de las compresiones resultó más complicada. Incluso con las señales filtradas, los momentos de inicio y finalización de las compresiones no eran claramente discernibles. En algunos casos, se utilizó el mismo criterio aplicado a la primer población, pero para la mayoría de las pruebas fue necesario recurrir a los intervalos designados para las compresiones. Esta decisión se tomó debido a la ausencia marcadores claros en las señales que permitieran identificar de manera objetiva las transiciones

entre compresión y reposo. Un ejemplo ilustrativo de estos casos se muestra en la Figura 3.13, donde no se puede atribuir algún pico significativo con el inicio o final de la compresión.

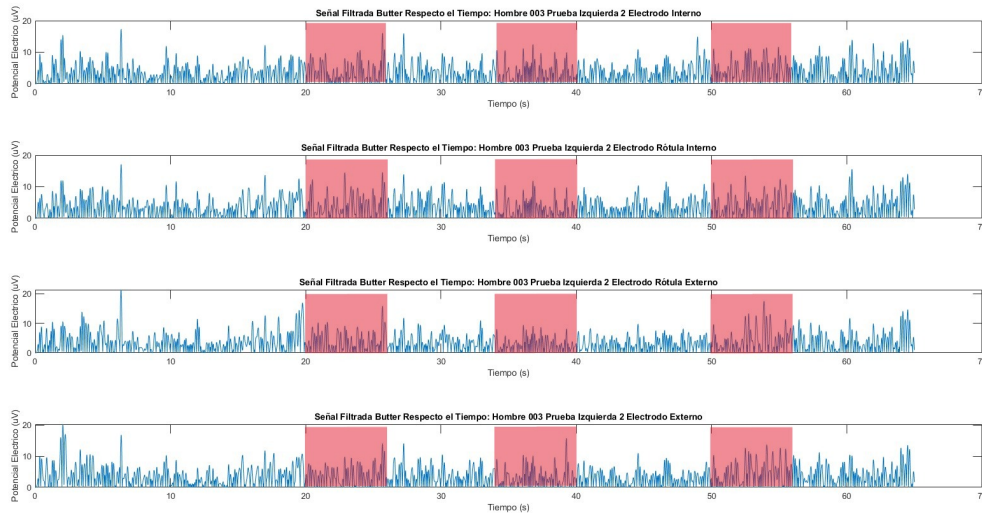


Figura 3.13: Gráfica de la segmentación de intervalos de compresión, para una prueba de un sujeto de la población con factores de riesgo.

El proceso de segmentación de los intervalos se llevó a cabo para todas las pruebas. Al finalizar, se generaron dos archivos `.mat` por prueba, uno contenía los vectores de compresión y reposo sin filtrar, que serían utilizados en el análisis de potencia y energía, y el otro contenía los mismos vectores pero filtrados, que se usarían en el análisis del potencial eléctrico. Estos archivos se organizaron en 4 carpetas, dos para cada población. Además, se desarrolló un código en MATLAB que recorría todos los archivos de cada carpeta, cargaba los vectores desde los archivos `.mat` y los almacenaba en una celda de 10×2 . La primer dimensión de la celda representaba al sujeto y segunda el sexo. Cada casilla de la celda 10×2 almacenaba una celda 4×2 que guardaba los cuatro electrodos en la primer dimensión, mientras que en la segunda dimensión almacenaba las señales de cada pierna. Dentro de cada casilla de la celda 4×2 se almacenan los 21 vectores correspondientes a las tres compresiones y cuatro reposos para cada una de las tres pruebas. Al final del proceso se obtuvieron cuatro celdas de 10×2 , dos para la población sin factores de riesgo (señales sin filtrar y filtradas) y las otras dos para la población con factores de riesgo (señales sin filtrar y filtradas).

3.3.2. Espectro de frecuencia

Como se explicó en la Sección 2.4.2, la potencia de una señal se calculó aplicando la transformada de Fourier a la señal y elevando al cuadrado su módulo. Por ello, se desarrolló un código de MATLAB que procesa la celda 10×2 de las señales sin filtrar, donde se almacenaron los vectores correspondientes a las compresiones y reposos de cada prueba, y cada uno de estos vectores fue procesado por la función `fft` de la librería de MATLAB, la cual aplica la transformada rápida de Fourier. Posteriormente, se calculó el módulo cuadrado para obtener un vector de valores reales que representa la potencia a lo largo de la frecuencia. El vector de la frecuencia se generó a partir de la longitud del vector y la frecuencia de muestreo. La unidad de medida del potencial eléctrico en los vectores es de μV , por lo que, la potencia tiene unidades de μW . A cada vector de acción se le aplicó la operación $10 \times \log_{10}$, convirtiendo la potencia a una escala de decibeles ($dB\mu W$). A continuación, se calculó el vector promedio correspondiente a

las nueve compresiones y 12 reposos de cada categoría (acción, sujeto, pierna, electrodo). Los vectores promedio de comprensión y reposo se representaron gráficamente en la misma figura para cada subcategoría (sujeto, pierna, electrodo).

Las gráficas del espectro de frecuencia para los vectores promedios se generaron nuevamente, esta vez restringiendo el dominio de frecuencia en $0 - 5Hz$, con el objetivo de identificar los picos de potencia dentro del intervalo de interés. Se desarrolló un código en MATLAB que identificaba los picos en el dominio específico para cada vector promedio y los organizaba según la población, sexo, pierna y electrodo, creando así una base de datos que contenía los picos de potencia y su ubicaciones.

Posteriormente, se generaron histogramas para los valores de los picos de potencia correspondientes a cada categoría. Además, se utilizó la función *fitmethis*, que analizó el logaritmo de verosimilitud (*Log-likelihood*) para determinar la distribución de probabilidad que mejor se ajustaba a los datos del histograma. En todos los casos, se encontró que la distribución normal ofrecía el mejor ajuste. Por esta razón, se generó una curva que representó esta distribución y se superpuso en los histogramas. A partir de la distribución normal, se calcularon la medias y desviaciones estándar para cada categoría.

Finalmente, se generaron histogramas tridimensionales utilizando la base de datos de los picos de potencia y sus ubicaciones en el espectro de frecuencia. Estos histogramas ilustran la concentración de los picos de potencia en función de su frecuencia, permitiendo identificar visualmente las zonas del espectro donde la potencia es mayor. Este análisis gráfico se llevó a cabo con el propósito de representar de manera clara y detallada los resultados finales asociados a esta figura de mérito.

3.3.3. Energía de la señal

De manera similar al procedimiento descrito en la subsección anterior, donde se desarrolló un código en MATLAB para aplicar la transformada de Fourier a los vectores de acción, se implementó un nuevo código que no solo realizaba la transformada y calculaba el módulo al cuadrado, sino que además integraba los resultados utilizando el método trapezoidal nativo de MATLAB. Este nuevo enfoque permitió obtener la energía de la señal a lo largo del dominio de frecuencia $[0, 5]Hz$, tal como se describió en la Sección 2.4.2. Solamente se aplicó el código a los vectores de comprensión.

La energía calculada se organizó por categorías (población, sexo, pierna, electrodo). Al igual que en el análisis del espectro de potencia, se generaron histogramas, esta vez mostrando ambas poblaciones para una subcategoría (sexo, pierna, electrodo), y se aplicó la función *fitmethis* a los datos. Se determinó que la distribución de probabilidad que mejor se ajustaba a los datos era la distribución GEV. Con base en este ajuste, se calcularon las medias y desviaciones estándar en los casos en que era posible, ya que por la naturaleza de la distribución no siempre converge la varianza o la media, tal como se expuso en la Sección 2.4.4.

Con el objetivo de mejorar los resultados, se intentó establecer un múltiplo de la desviación estándar como criterio para descartar los datos atípicos. Sin embargo, este enfoque presentó dos problemas principales: por un lado, se observó que no todas las desviaciones estándar convergían; por el otro, las que lo hacían, presentaban valores excesivamente altos. Por lo tanto, en lugar de definir un límite basado en un múltiplo de la desviación estándar, se optó por un método más visual. Analizando los histogramas, se identificó que a partir de $50\mu J$ los datos quedaban completamente fuera de la distribución esperada, y este se tomó como límite. Este valor fue incorporado en el código utilizado para generar los histogramas, excluyendo los valores que lo excedían, lo cual facilitó la convergencia de las medias y varianzas, aunque estas últimas seguían siendo muy grandes. Por lo que, se aplicó un nuevo límite de dos veces la media calculada, mejorando el ajuste de los datos y disminuyendo los valores de las varianzas.

A cada histograma se generó una gráfica de probabilidad que muestra el ajuste de la distribución, comparando las dos poblaciones. Estas gráficas se realizaron utilizando la función *probplot* de MATLAB, a la cual se le especificó la distribución de probabilidad deseada y los parámetros específicos a la distribución, como lo son el parámetro de ubicación μ , de escala σ y de forma ξ . Además, se sobrepusieron los datos de energía correspondientes a ambas poblaciones. El propósito principal de estas gráficas fue verificar que el ajuste de la distribución describe de manera adecuada el comportamiento de los datos. Estas gráficas permitieron identificar visualmente si existen diferencias significativas entre las poblaciones en cada subcategoría, proporcionando una herramienta gráfica para apoyar el análisis estadístico.

Para concluir el análisis de esta figura de mérito, se calculó la media general para los cuatro electrodos de cada subcategoría (población, sexo, pierna) siguiendo el mismo procedimiento empleado anteriormente. Se generaron cuatro gráficas comparando ambas poblaciones por sexo y pierna, cada gráfica contienen las medias de los cuatro electrodos y se representaron como cuatro puntos, uno para cada electrodo, unidos por una línea continua. Las compresiones individuales correspondientes a cada electrodo se marcaron sobre el eje asociado a su respectivo electrodo. Además, se trazó una línea punteada para representar la media general de cada población. En cada punto que correspondía a la media de un electrodo, se añadieron barras de error en caso de estar disponibles, proporcionando una visualización clara de la variabilidad de los datos. Este enfoque permitió una comparación detallada entre las poblaciones y ofreció una representación gráfica intuitiva de las diferencias en los resultados.

3.3.4. Potencial Eléctrico de la señal

Se desarrolló un código que procesaba las celdas 10×2 que contenía los vectores de acción de las señales filtradas, aplicando la función *fitmethis* a cada uno de ellos para determinar la distribución de probabilidad que mejor describa los datos. Al igual que en el caso de la energía se encontró que la distribución GEV era la que mejor se ajustaba, por lo que, se aplicó el ajuste de distribución y se calcularon las medias para cada compresión y reposo. Estas medias se utilizaron para generar las gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo, creando una para cada electrodo, pierna y sujeto. Cada gráfica incluyó las tres pruebas realizadas, asignando un color distinto a cada prueba para facilitar la distinción entre estas. Estas gráficas permitieron visualizar la generación de los potenciales eléctricos durante la compresión.

Posteriormente, el código agrupó las medias de las compresiones por categorías (población, sexo, pierna, electrodo) y volvió a aplicar la función *fitmethis*, esta vez a cada categoría. Nuevamente, en todos los casos se determinó que la distribución GEV ofrecía el mejor ajuste y con base a esta distribución se calcularon las medias y la varianzas para cada categoría. Se generaron histogramas para comparar ambas poblaciones en cada subcategoría (sexo, pierna, electrodo), cada histograma contiene los datos de las compresiones junto con la curva de la función de densidad de probabilidad ajustada, proporcionando una representación clara de la distribución y el comportamiento de los datos.

En los histogramas generados, se observó que los datos a partir de dos veces el valor de la media calculada correspondían a valores atípicos. Por ello, este valor se estableció como límite para excluir dichos datos. Se generaron nuevamente los histogramas junto con sus respectivas distribuciones y momentos probabilísticos, esta vez excluyendo los valores que superaban el límite definido con el objetivo de reducir de manera significativa las varianzas, mejorando la precisión del ajuste.

De manera similar a las gráficas de probabilidad generadas para analizar el ajuste de distribución de la energía, se realizaron gráficas equivalentes para los histogramas del potencial eléctrico. Estas gráficas fueron generadas por la función *probplot* de MATLAB y permitieron validar el ajuste de las distribuciones y facilitar la identificación de posibles diferencias significativas entre

los grupos comparados.

Finalmente, se generaron gráficas similares a las utilizadas en la parte final del análisis de la energía. En estas gráficas, se calcularon las medias generales para los cuatro electrodos de cada subcategoría (población, sexo, pierna). Cada gráfica, contiene cuatro puntos correspondientes a las cuatro medias de los electrodos conectados por una línea continua, la media general representada por una línea punteada y los valores individuales de cada compresión graficados sobre el eje correspondiente a cada electrodo. Además, se incluyeron las barras de error correspondientes a las desviaciones estándar para la media de cada electrodo. Esto permitió una representación visual de las diferencias y la variabilidad entre ambas poblaciones.

3.3.5. Comparación de métodos

Para definir cuál figura de mérito era la más adecuada para llevar a cabo el diagnóstico preliminar, se aplicó la prueba U de Mann-Whitney y se calculó el tamaño de efecto. Se desarrolló un código en MATLAB que tomó los datos correspondientes a cada subcategoría (sexo, pierna, electrodo) de ambas poblaciones, usó la función *tiedrank* de MATLAB para combinar en un arreglo ordenado los datos de ambas muestras y realizó la suma de los rangos de ambas muestras, haciendo uso de la función *ranks*. Posteriormente, calculó la estadística U para ambas muestras siguiendo las ecuaciones expuestas en la Sección 2.4.5. El código tomó la estadística U de menor tamaño y la utilizó para el cálculo de la estadística Z, la cual se asocia al valor p, utilizando la función *normcdf* de MATLAB. La prueba se aplicó a los datos de las tres figuras de mérito y los resultados fueron comparados para determinar la figura de mérito con los resultados más concluyentes.

Además, se aplicó la misma prueba a las tres figuras de mérito sin diferenciar los datos por electrodo. La razón por la cual se optó por este acercamiento fue comparar los tamaños de efecto obtenidos manteniendo la distinción entre electrodos y al no mantenerla. De esta forma se determinó que el potencial eléctrico por electrodo era la mejor forma de realizar el diagnóstico preliminar.

3.3.6. Evaluación de los cuestionarios KOOS

La evaluación del cuestionario KOOS consiste en la suma de los puntos asociados a las respuestas de cada sección y mostrar los puntajes en una escala del 0 al 100. Para esto, se realizó una tabla de Excel en la cual se registraron los valores asociados a las respuestas de cada sujeto. Utilizando el puntaje máximo de cada sección y el obtenido por el sujeto se calculó la calificación de cada sección. Con el objetivo de comparar los resultados de cada población, se calculó el promedio de cada sección por población, al igual que la desviación estándar.

3.3.7. Diagnóstico preliminar

Para el diagnóstico de los sujetos se desarrolló un nuevo código que extrajo los nueve vectores de compresión filtrados para cada subcategoría (sujeto, pierna, electrodo), y los ajustó a una distribución GEV con el objetivo de obtener la media y desviación estándar promedio para cada sujeto según su pierna y electrodo. Estas medias por sujeto fueron agrupadas en categorías (población, sexo, pierna, electrodo). Se generaron gráficas para cada subcategoría (sexo, pierna, electrodo) que contenían, en forma de líneas continuas, las medias de la misma subcategoría para ambas poblaciones, áreas sombreadas correspondientes a las desviaciones estándar de las medias y las medias de los sujetos para esa subcategoría. Cada población se representó con un color para facilitar la visualización de las gráficas.

Usando las gráficas se determinaron los casos en las que las medias de los sujetos se encontraban fuera de los rangos de su población. Después de analizar todas las gráficas se obtuvieron dos tablas, una para cada población, donde se registraron todos los casos donde un sujeto presentó valores atípicos a su población. El diagnóstico consistió en observar los resultados de las tablas para cada individuo, y en caso de tener más de dos electrodos por pierna fuera de los rangos determinados para su población, comparar los resultados de las tablas con la evaluación del cuestionario KOOS, analizar individualmente los valores presentados para cada electrodo y tomando en consideración todo lo mencionado se otorgó un diagnóstico preliminar.

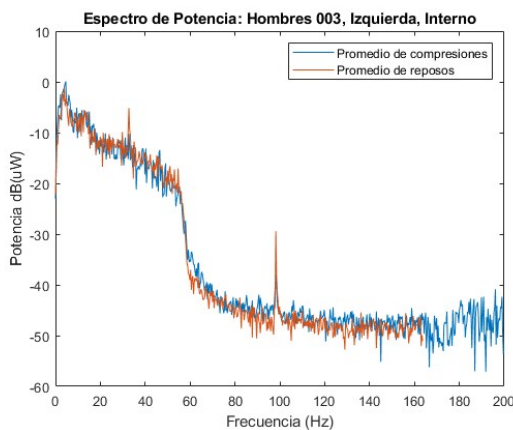
CAPÍTULO 4

Resultados

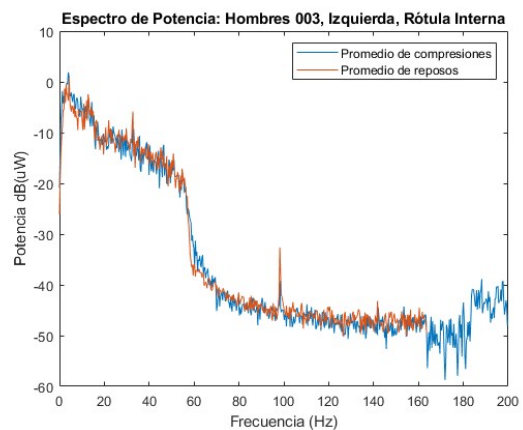
Este capítulo se conforma por el análisis de tres figuras de mérito, la comparación entre ellas, los resultados del cuestionario KOOS y, finalmente, un diagnóstico preliminar de los sujetos participantes en el trabajo. La primera figura de mérito es el espectro de frecuencia de las señales registradas; la segunda, a la energía de dichas señales; y la tercera, a la señal misma representada por de potencial eléctrico.

Sección 4.1.

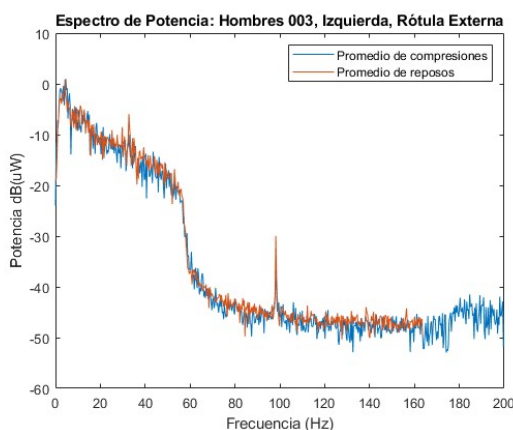
Espectro de la frecuencia



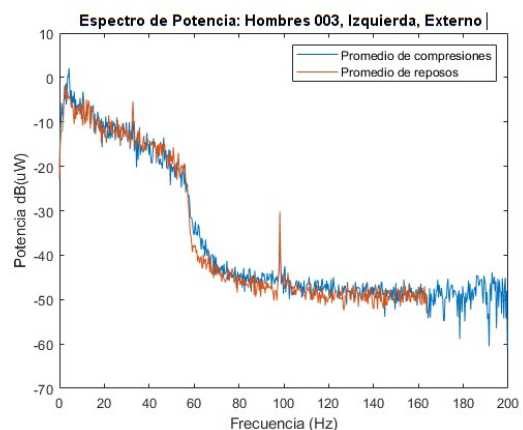
(a) Electrodo medial



(b) Electrodo rótula medial



(c) Electrodo rótula lateral



(d) Electrodo lateral

Figura 4.1: Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para un sujeto de sexo masculino de la población sin factores de riesgo.

En la Figura 4.1 se presentan las gráficas del espectro de frecuencia para las condiciones de compresión y el reposo, promediadas por electrodo, correspondientes a la pierna derecha de un

sujeto masculino perteneciente a la población sin factores de riesgo. Estas gráficas se generaron siguiendo la metodología expuesta en la Sección 3.3.2, resultando en un total de 320 figuras, de las cuales se seleccionaron cuatro ejemplos representativos para visualizar los puntos de mayor relevancia.

Lo primero que se observa en estas gráficas es un ligero desfase en la potencia entre las dos condiciones, donde la curva correspondiente al reposo se encuentra ligeramente por debajo de la asociada a la compresión, como era de esperarse. Asimismo, en las cuatro gráficas se evidencia una caída abrupta en la potencia alrededor de los 50Hz, la cual se atribuye al filtro analógico pasa bajas de 50Hz integrado en el equipo utilizado. Recordando lo expuesto en el capítulo anterior, el dominio de interés se limita al rango de 0 a 5Hz, por lo que todo lo que está fuera de este rango no fue considerado para el análisis. El comportamiento de las gráficas es consistente y no muestra diferencias significativas entre electrodos, patrón que se repite en la mayoría de los sujetos, independientemente de la pierna, sexo y población.

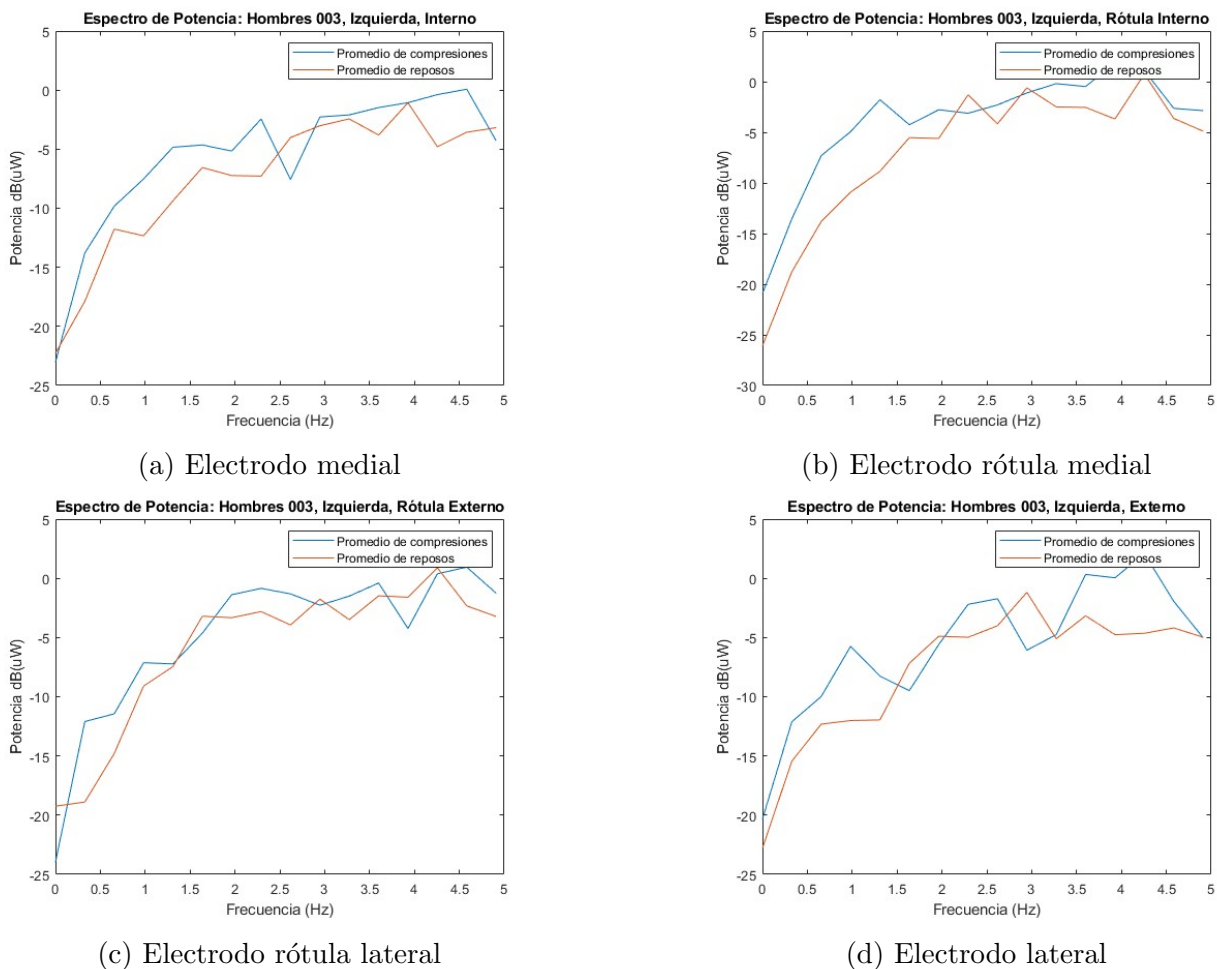


Figura 4.2: Espectro de frecuencia ampliado sobre cada electrodo.

Dado que la Figura 4.1 presenta la totalidad del espectro, no se permite observar con precisión el intervalo de interés. Por ello, en la Figura 4.2 se muestran las mismas gráficas, pero enfocadas exclusivamente en el rango de 0 a 5Hz. De esta forma, se observa una clara diferencia entre las señales durante el reposo (línea naranja) y durante la compresión (línea azul). Este comportamiento se mantiene para ambos sexos, con la diferencia que la potencia tiene una mayor amplitud en el caso del sexo femenino. En el Apéndice D.1 se muestran ejemplos de estas gráficas para un sujeto femenino de la misma población. Al igual que en la Figura 4.1, no se identificaron diferencias significativas entre los electrodos.

Las gráficas presentadas en la Figura 4.2 pertenecen a un solo sujeto masculino de la población

sin factores de riesgo. Sin embargo, la población con factores de riesgo presenta tendencias similares en cuanto la forma del espectro tanto en la totalidad como en la segmentación del dominio, diferenciándose únicamente por la amplitud en la potencia. Las gráficas equivalentes para esta población se encuentran en el Apéndice D.2.

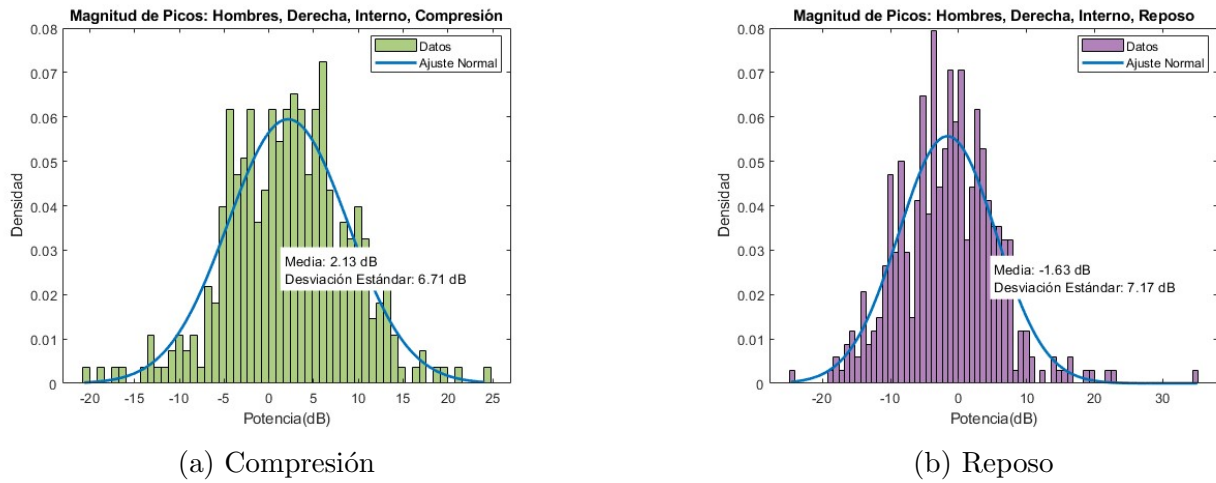


Figura 4.3: Histogramas de los picos de potencia durante cada acción para el sexo masculino en la pierna derecha de la población control.

En adelante, la población sin factores de riesgo será referida como “población control”, mientras que la población con factores de riesgo se denominará como “población en riesgo”. Como se detalló en la Sección 3.3.2, se registraron y agruparon los picos de potencia por electrodo, pierna, sexo y población, resultando en 32 categorías. Para cada categoría, se crearon histogramas y se ajustaron a distribuciones de probabilidad normal. En la Figura 4.3 se presentan ejemplos de estos histogramas para la población control en el grupo de sexo masculino, pierna derecha y electrodo medial en ambas condiciones. Se observa que la distribución normal describe el comportamiento de los picos, por lo que, se puede calcular la media y desviación estándar para cada grupo.

Potencia Media por Pico ($dB\mu W$)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$2,13 \pm 6,70$	$1,16 \pm 6,08$	$3,42 \pm 5,37$	$3,36 \pm 8,32$
Rótula medial	$2,27 \pm 6,58$	$2,02 \pm 6,27$	$4,99 \pm 6,88$	$3,15 \pm 6,82$
Rótula lateral	$2,71 \pm 6,78$	$2,30 \pm 6,42$	$4,37 \pm 7,64$	$3,96 \pm 7,04$
Lateral	$2,02 \pm 6,66$	$1,25 \pm 6,37$	$2,36 \pm 7,23$	$2,40 \pm 6,65$

Tabla 4.1: Medias de los picos de potencia durante la compresión para la población control.

Potencia Media por Pico ($dB\mu W$)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$-1,63 \pm 7,17$	$-1,81 \pm 6,72$	$-0,71 \pm 6,76$	$-1,50 \pm 7,21$
Rótula medial	$-2,05 \pm 6,12$	$-2,14 \pm 6,62$	$-0,40 \pm 6,59$	$-1,57 \pm 6,98$
Rótula lateral	$-2,30 \pm 5,81$	$-0,70 \pm 6,77$	$-0,27 \pm 6,98$	$-0,83 \pm 6,67$
Lateral	$-3,22 \pm 6,72$	$-2,23 \pm 7,08$	$-1,88 \pm 6,18$	$-1,35 \pm 6,79$

Tabla 4.2: Medias de los picos de potencia durante el reposo para la población control.

En las Tablas 4.1 y 4.2 se resumen los momentos probabilísticos obtenidos al ajustar una distribución normal a cada grupo. Como era de esperarse, los resultados muestran que, durante la compresión del cartílago, la señal registrada tiene una mayor potencia en comparación a cuando se encuentra en reposo. Además, los resultados por sexo muestran que el grupo femenino presenta una mayor potencia en ambas condiciones respecto al grupo masculino. Este hallazgo, es inesperado y sin precedentes en la literatura consultada para la realización de este trabajo, su estudio será abordado en trabajos futuros. Por último, no se identificaron diferencias significativas entre electrodos.

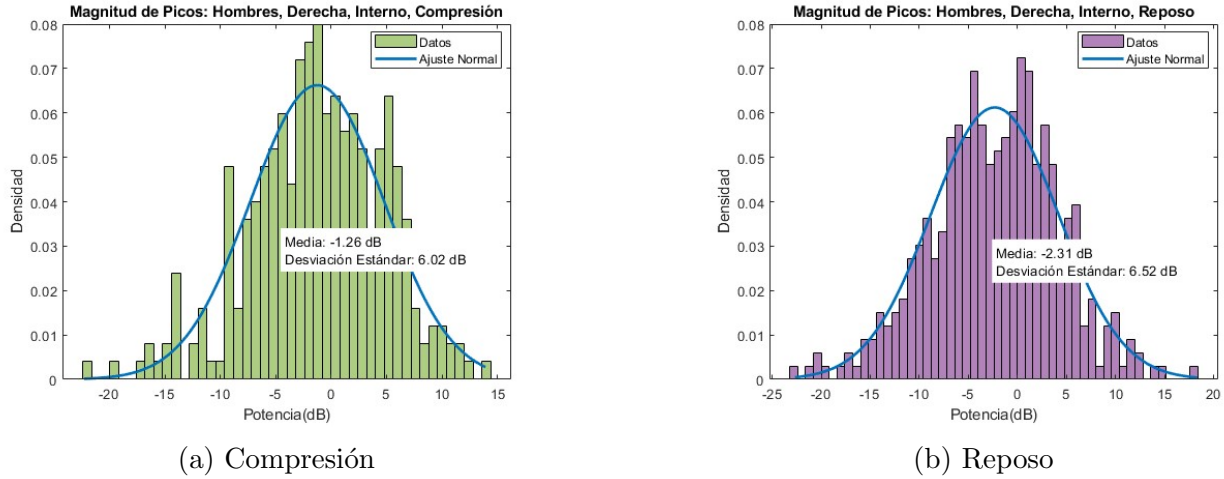


Figura 4.4: Histogramas de los picos de potencia durante cada acción para el sexo masculino en la pierna derecha de la población en riesgo.

Potencia media por pico ($dB\mu W$)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$-1,25 \pm 6,02$	$-1,01 \pm 6,22$	$1,42 \pm 6,88$	$0,87 \pm 6,53$
Rótula medial	$-0,68 \pm 6,40$	$-1,30 \pm 6,32$	$1,62 \pm 7,34$	$0,03 \pm 5,77$
Rótula lateral	$-1,93 \pm 5,87$	$-0,90 \pm 6,60$	$0,59 \pm 6,84$	$0,86 \pm 5,40$
Lateral	$-1,05 \pm 6,15$	$-1,23 \pm 6,16$	$0,85 \pm 6,01$	$0,05 \pm 5,69$

Tabla 4.3: Medias de los picos de potencia durante la compresión para la población en riesgo.

Potencia media por pico ($dB\mu W$)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$-2,31 \pm 6,51$	$-2,02 \pm 6,50$	$-1,31 \pm 6,77$	$-0,86 \pm 6,56$
Rótula medial	$-1,85 \pm 6,16$	$-2,79 \pm 6,90$	$-0,98 \pm 6,88$	$-2,50 \pm 6,53$
Rótula lateral	$-2,88 \pm 6,43$	$-1,87 \pm 6,29$	$-2,00 \pm 6,73$	$-1,09 \pm 6,08$
Lateral	$-1,97 \pm 6,59$	$-2,38 \pm 6,73$	$-2,05 \pm 6,81$	$-1,74 \pm 6,08$

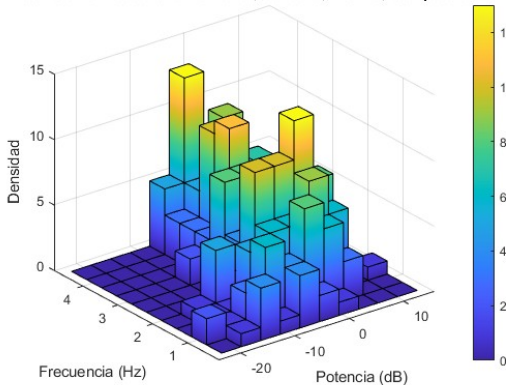
Tabla 4.4: Medias de los picos de potencia durante el reposo para la población en riesgo.

La Figura 4.4 muestra los histogramas correspondientes a la población en riesgo, los cuales también siguen una distribución normal. Las Tablas 4.3 y 4.4 presentan los momentos probabilísticos para la población en riesgo, confirmando las mismas tendencias observadas en la

población control: mayor magnitud de potencia durante la compresión, menor amplitud de potencia para el sexo masculino respecto al femenino, y la ausencia de diferencias significativas entre electrodos.

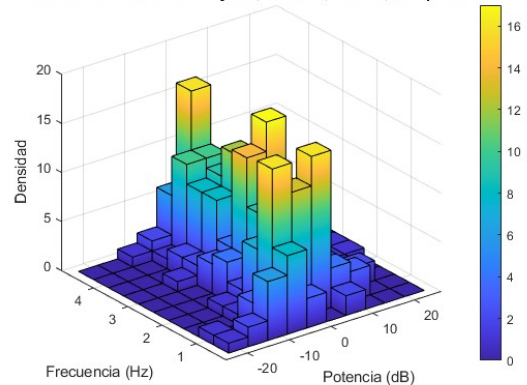
Con base en los resultados obtenidos, se puede afirmar que existe una diferencia entre ambas poblaciones, lo cual concuerda con la hipótesis planteada para este trabajo. Mientras que en la población control los valores durante la compresión son superiores a $0dB\mu W$ en ambos sexos, en la población en riesgo los valores son negativos para el sexo masculino y cercanos al cero para el femenino, manteniendo la tendencia de mayor amplitud para el sexo femenino. Sin embargo, el mayor problema con estos resultados y lo que impide que se pueda realizar una separación entre ambas poblaciones, son las desviaciones estándar, debido a su gran tamaño. Asimismo, los resultados no muestran indicios de un comportamiento específico entre electrodos.

Potencia vs Frecuencia: Hombres, Derecha, Interno, Compresión



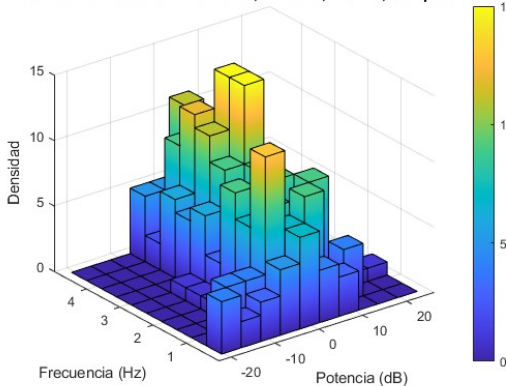
(a) Hombres sin factores de riesgo

Potencia vs Frecuencia: Mujeres, Derecha, Interno, Compresión



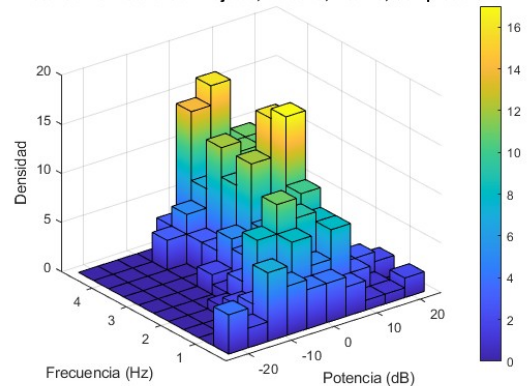
(b) Mujeres sin factores de riesgo

Potencia vs Frecuencia: Hombres, Derecha, Interno, Compresión



(c) Hombres con factores de riesgo

Potencia vs Frecuencia: Mujeres, Derecha, Interno, Compresión



(d) Mujeres con factores de riesgo

Figura 4.5: Histogramas de la potencia en relación con la frecuencia para ambas poblaciones.

Finalmente, en la Figura 4.5 se presentan histogramas tridimensionales que mapean los picos de potencia en función de su frecuencia. Estas gráficas corresponden al electrodo medial en la pierna derecha para ambos sexos y poblaciones, mostrando que los picos de potencia se concentran principalmente entre $2Hz$ y $4Hz$. Este resultado, sin antecedentes en la literatura, constituye un hallazgo relevante para estudios futuros.

Sección 4.2.

Energía de la señal

Como se mencionó en la Sección 3.3.3, se calculó la energía de la señal durante las compresiones integrando la potencia sobre el rango de frecuencia de interés. Estos datos se agruparon

en 32 categorías al igual que se realizó con los picos de potencia en la sección anterior. A cada categoría se le generó un histograma para determinar el tipo de distribución probabilística que mejor describe los datos, y se realizó un ajuste de función de densidad de probabilidad para obtener sus momentos probabilísticos, los cuales son clave para la comparación de resultados. A diferencia de la Sección 4.1, aquí no se analizaron las señales durante el reposo, ya que estas diferencias se examinan en la Sección 4.3.

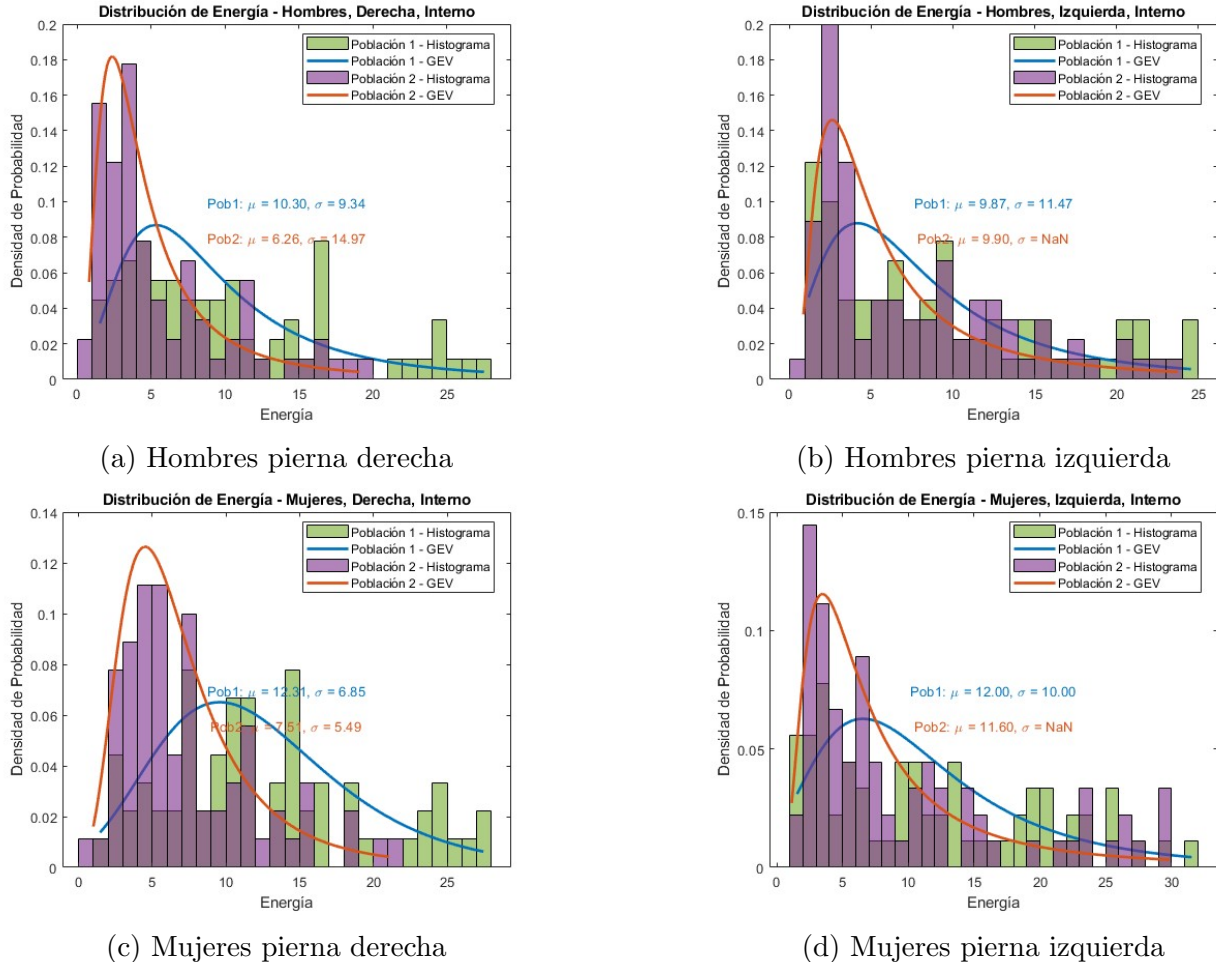


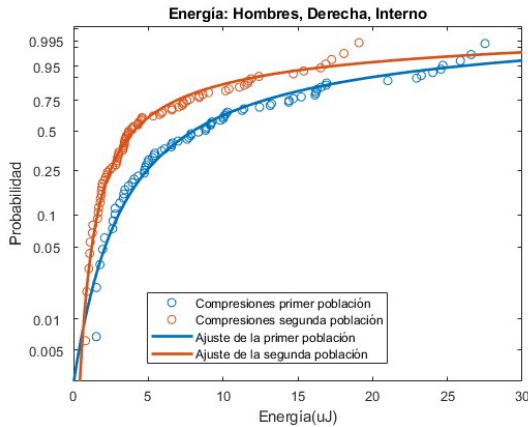
Figura 4.6: Histogramas comparativos de la energía durante compresiones entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.

En la Figura 4.6 se presentan ejemplos de los histogramas generados, seleccionados para visualizar los puntos de mayor relevancia. Estas gráficas corresponden a ambos sexos y poblaciones para el mismo electrodo en la pierna derecha. Debido a que no se ha encontrado un comportamiento específico por electrodo, solo se mostrarán ejemplos para un electrodo, el resto de los histogramas se encuentra en el Apéndice E.1.

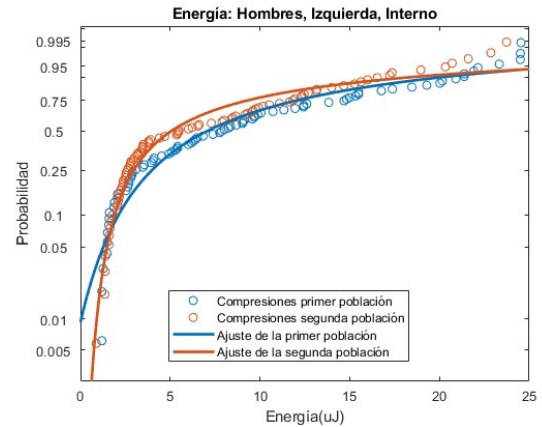
A diferencia de los resultados de la Sección 4.1, no se encontró una distribución gaussiana, sino que siguen una distribución de valores extremos generalizados (GEV, por sus siglas en inglés). Aunque estas distribuciones no son normales, cuentan con momentos probabilísticos de media y desviación estándar, que fueron utilizadas para realizar la comparación entre las categorías de sexo y población. Este tipo de distribución no fue un resultado esperado y menos considerando que se obtuvieron distribuciones normales con los picos de potencia.

En la Sección 3.3.3 se explicó el proceso que se siguió para determinar la distribución probabilística que mejor se adaptaran a los resultados, mientras que en la Figura 4.7 se presenta de visualización de la precisión de los ajustes GEV. Estas gráficas representan la probabilidad de los datos al ajuste aplicado, en este caso se tienen las categorías del electrodo medial en

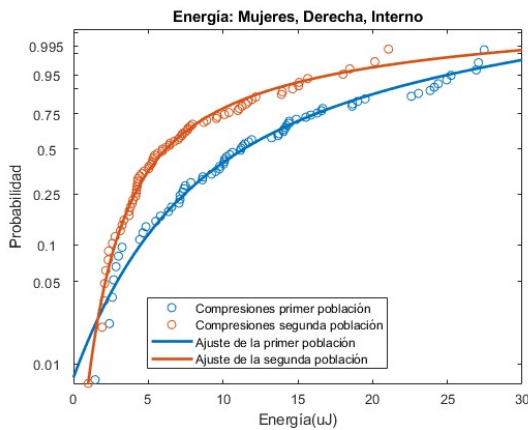
ambos sexos y piernas. Las líneas continuas describen el ajuste GEV, cada color representa una población mientras que los círculos representan los datos. El modelo describe de manera adecuada el comportamiento de los datos.



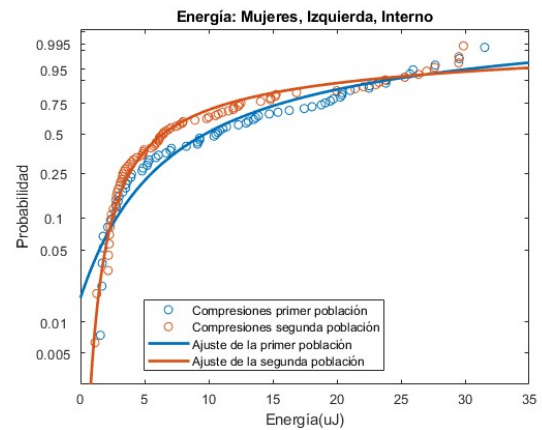
(a) Hombres pierna derecha



(b) Hombres pierna izquierda



(c) Mujeres pierna derecha



(d) Mujeres pierna izquierda

Figura 4.7: Gráficas de probabilidad al ajuste de distribución de la energía entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.

Se observa una clara diferencia entre las dos curvas continuas, indicando una distinción entre ambas poblaciones. De igual manera se observan que los círculos siguen la tendencia de la curva de su propio color, lo cual apoya la hipótesis de este trabajo. Sin embargo, en algunos segmentos de las curvas los datos se superponen entre ambas poblaciones, haciendo referencia a lo cercanas que están estas dos poblaciones y dificultando la tarea de establecer una clara separación entre ellas. El resto de las gráficas de probabilidad del ajuste se encuentran en el Apéndice E.2.

Energía media durante la compresión (μJ)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$10,30 \pm 9,34$	$9,87 \pm 11,47$	$12,31 \pm 6,85$	$12,00 \pm 9,99$
Rótula medial	$9,02 \pm 8,38$	$9,54 \pm 6,64$	$13,05 \pm 9,51$	$9,89 \pm 6,29$
Rótula lateral	$9,17 \pm 12,59$	$11,51 \pm 23,08$	$13,30 \pm 9,80$	$10,94 \pm 8,27$
Lateral	$9,24 \pm NaN$	$9,02 \pm 9,40$	$10,73 \pm 7,20$	$9,87 \pm 7,77$

Tabla 4.5: Medias y desviaciones estándar de la energía en la población control.

Energía media durante la compresión (μJ)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$6,26 \pm 14,97$	$9,89 \pm NaN$	$7,51 \pm 5,49$	$11,60 \pm NaN$
Rótula medial	$7,51 \pm 19,86$	$6,67 \pm 9,26$	$7,93 \pm 6,61$	$7,22 \pm 5,05$
Rótula lateral	$4,43 \pm 3,65$	$8,42 \pm 28,91$	$7,47 \pm 5,86$	$8,31 \pm 4,59$
Lateral	$8,51 \pm NaN$	$6,74 \pm 14,61$	$7,36 \pm 6,27$	$7,23 \pm 4,85$

Tabla 4.6: Medias y desviaciones estándar de la energía en la población en riesgo.

En las Tablas 4.5 y 4.6 se presentan las medias y desviaciones estándar obtenidas para cada categoría de ambas poblaciones. En algunos casos, la desviación no converge, lo que se indica con la abreviatura NaN , esto debido a la naturaleza de la distribución GEV, lo cual se expone en la Sección 2.4.4. Este problema se presenta en su mayoría para la población en riesgo, lo cual representa un inconveniente para la clasificación de las poblaciones como se hablará más adelante. Sin embargo, los resultados son congruentes con lo observado en las gráficas de probabilidad, ya que se puede determinar una diferencia entre ambas poblaciones.

Como era de esperarse, la población control presenta mayores amplitudes de energía en comparación con la que está en riesgo, excepto en una categoría: hombres en la pierna izquierda en el electrodo medial. En general, la población control muestra medias superiores a $10\mu J$ o cercanas a este valor, salvo la excepción mencionada. Por otro lado, la población en riesgo muestra valores inferiores a $9\mu J$ en la mayoría de sus categorías, con dos excepciones significativas que alcanzan valores de $10,17\mu J$ y $12,29\mu$, y otros dos casos con valores cercanos a $9\mu J$.

A diferencia de la potencia, en este caso no se observan diferencias claras entre la amplitud de los sexos. Las medias en la población control son relativamente uniformes, con categorías donde el sexo femenino presenta mayores amplitudes, otras donde son similares y algunas donde el sexo masculino supera al femenino. En la población en riesgo, sí se observa una ligera tendencia a mayores amplitudes en el sexo femenino, aunque no tan clara como se observó en la sección anterior.

En la Figura 4.8 se muestran los resultados finales de esta figura de mérito. Cada gráfica contiene los resultados de ambas poblaciones para los cuatro electrodos, con dos gráficas por sexo, correspondientes a cada pierna. Las líneas continuas representan las medias de cada electrodo, junto a sus respectivas barras de error (desviaciones estándar) para cada población, diferenciadas por color. Por otro lado, las líneas punteadas representan la media general de los cuatro electrodos para cada población. Además, los puntos situados sobre los ejes de cada electrodo representan las compresiones individuales para ambas poblaciones.

Se puede observar que las medias de la población control están por encima de la población en riesgo tanto en las líneas continuas, como en las punteadas. Sin embargo, se tienen tres excepciones para las líneas continuas. La primera se presenta en la gráfica correspondiente a los hombres en la pierna derecha, donde el valor de la energía en el electrodo lateral para la población en riesgo es muy similar al de la población control, aunque sigue siendo menor. La segunda excepción se encuentra en la gráfica correspondiente a los hombres en la pierna izquierda, donde se observa que la población en riesgo está levemente por encima de la población control en el electrodo medial. La tercera excepción se encuentra en la gráfica de mujeres en la pierna izquierda, donde nuevamente el electrodo medial de la población en riesgo se encuentra muy cercano, aunque en este caso por debajo, de la línea de la población control. A pesar de estas excepciones, los resultados respaldan la hipótesis de este trabajo, evidenciando una diferencia cuantitativa entre ambas poblaciones.

Por el otro lado, las barras de error representan un desafío significativo, ya que son demasiado amplias para permitir una separación objetiva y definitiva entre las poblaciones. Este proble-

ma va acompañado del hecho de no obtener desviaciones estándar para tres categorías de la población en riesgo, y una de la población control, lo que dificulta aún más la distinción entre poblaciones. Además, no existe bibliografía previa sobre la energía de las señales EAG, por lo que no se tiene manera de comparar los resultados obtenidos.

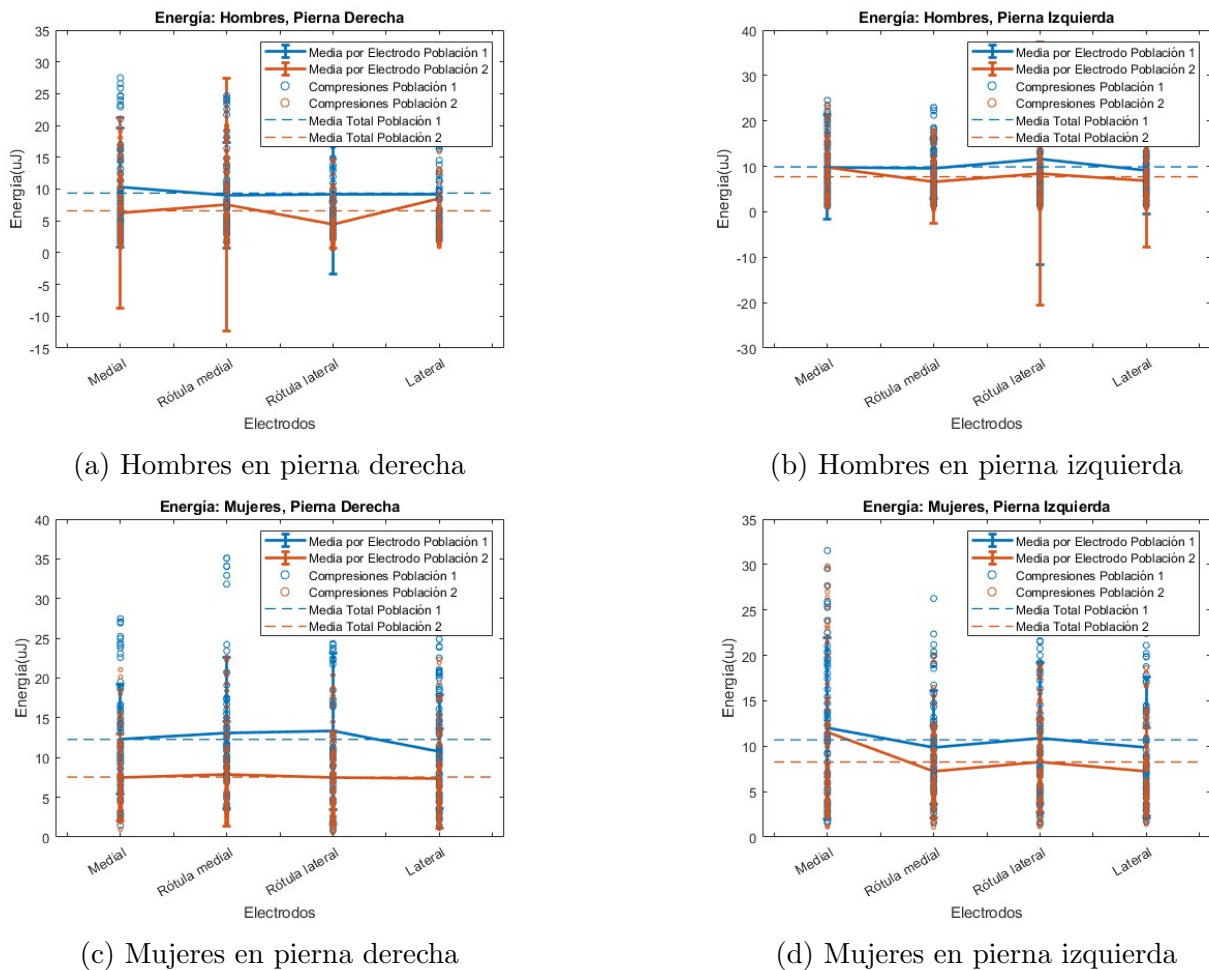


Figura 4.8: Gráficas de resultados finales para el análisis de la energía durante las compresiones.

Los mejores resultados se tienen para las mujeres en la pierna derecha, donde la diferencia entre ambas poblaciones es constante a lo largo de 3 electrodos y las barras de error de la población en riesgo apenas se interponen con las medias de la población control. Además, en esta gráfica se observan las medias de los electrodos muy consistentes entre sí, para cada población.

Finalmente, se destaca la concentración de los valores individuales de compresión, mientras que la población control muestra un rango amplio de valores, la población en riesgo tiende a concentrarse en la sección inferior de las gráficas. Sin embargo, existen casos de compresiones pertenecientes a la población en riesgo que rompen con la tendencia, ubicándose en la parte superior de la gráfica, lo cual se podría interpretar como sujetos con los factores de riesgo que aún no presentan un daño significativo en la salud de su cartílago.

Sección 4.3.

Potencial eléctrico de la señal

En las Secciones 4.1 y 4.2 se analizó el espectro de frecuencia y la energía de las señales obtenidas, mientras que en esta sección se realizó un análisis de las señales de forma directa,

esperando obtener resultados con mayor precisión. Este enfoque es el único que se utiliza en la bibliografía consultada para el desarrollo de este trabajo, sin hacer mención a otras características de las señales. Además, se vuelven a examinar las diferencias entre las condiciones de compresión y el reposo.

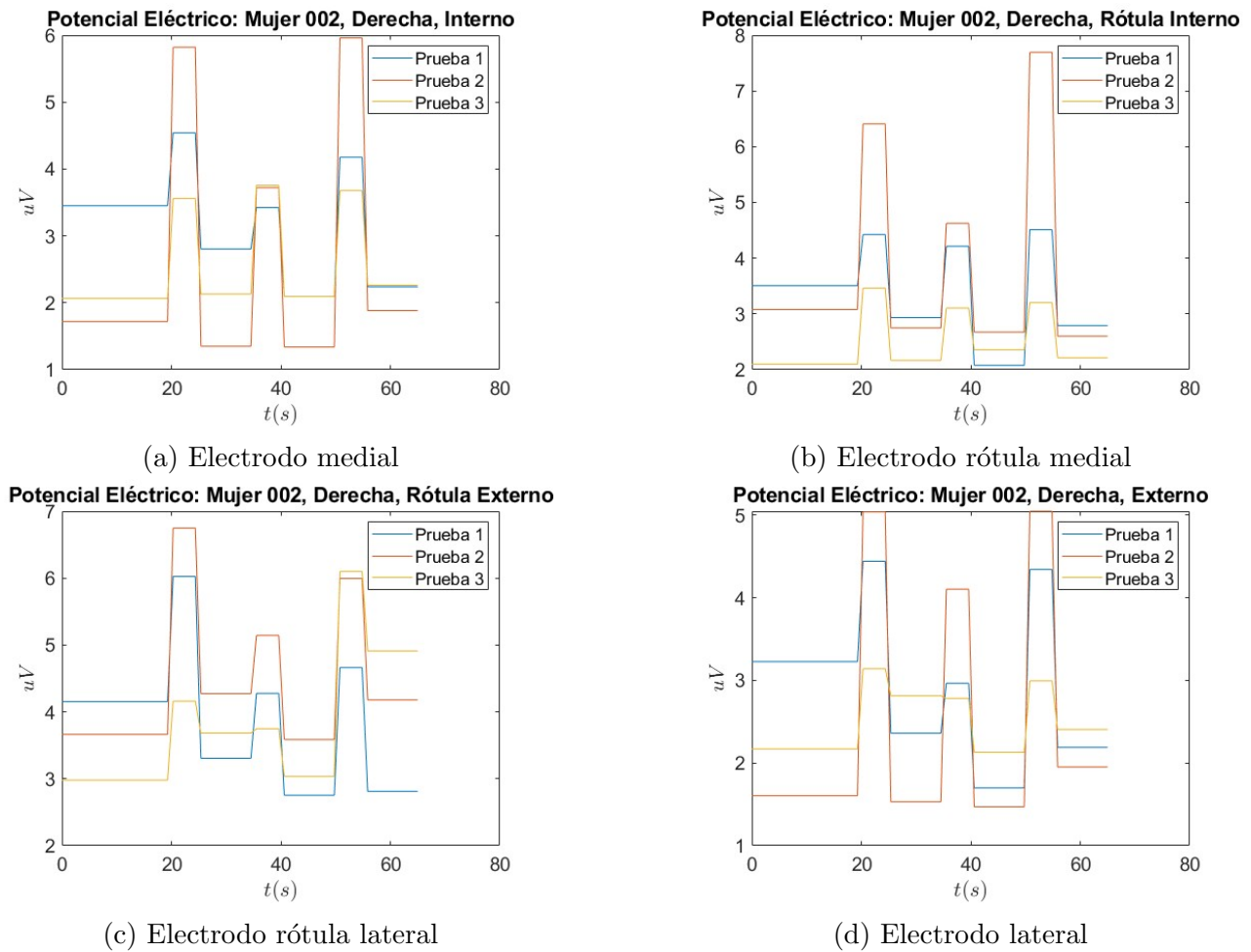


Figura 4.9: Gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para un sujeto de la población control.

Como se explicó en la Sección 3.3.1, las señales registradas se sometieron a un filtro pasa bajas de $5Hz$, para posteriormente ser segmentadas entre reposos y compresiones. A cada segmento se le aplicó un ajuste GEV para calcular su media y generar las gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo. En la Figura 4.9 se presentan cuatro ejemplos de estas gráficas, correspondientes a los cuatro electrodos de la pierna derecha del sujeto femenino 2 de la población control. Cada gráfica contiene las tres pruebas (en colores distintos) que se realizaron para cada pierna. Ejemplos de sujetos de la población en riesgo se encuentra en el Apéndice F.1.

Estas gráficas permiten visualizar la generación de los potenciales eléctricos durante las compresiones, ya que ilustran el valor promedio del potencial eléctrico durante cada segmento de la prueba. Se pueden observar claramente las tres compresiones en cada prueba, y distinguirlas de sus respectivos reposos. En las gráficas de la segunda población, se evidencian los problemas mencionados en la Sección 3.3.4, lo que las hace, en su mayoría, caóticas y con distinciones poco claras entre las compresiones y reposos. Sin embargo, este comportamiento respalda la hipótesis del trabajo, ya que muestra que la mayoría de la población en riesgo generan un potencial eléctrico menor, difícil de distinguir del reposo. Aunque este fenómeno también se observó en la población control, su frecuencia fue considerablemente menor.

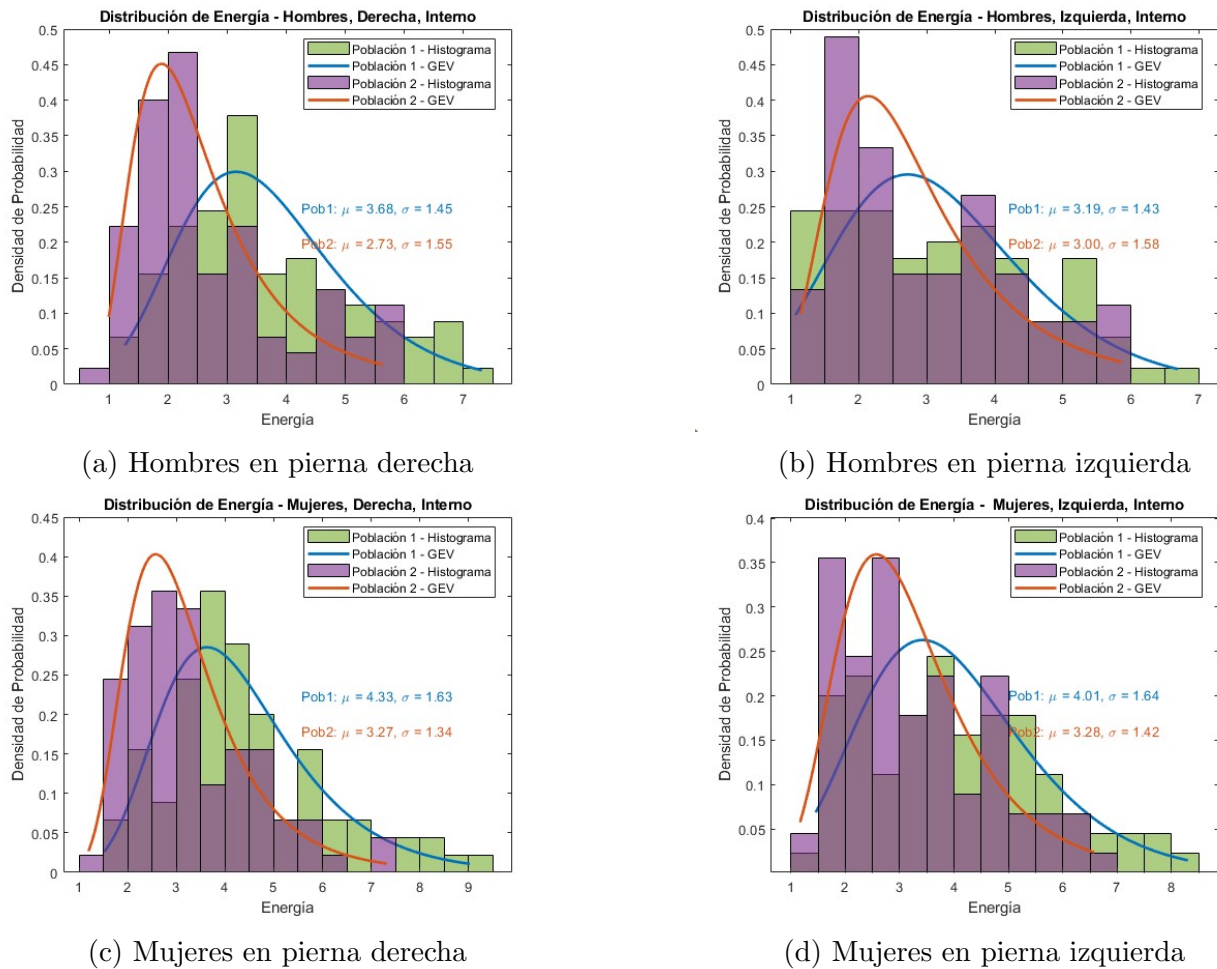


Figura 4.10: Histogramas comparativos del potencial eléctrico durante la compresión entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.

Las medias de las compresiones se concatenaron por electrodo, pierna, sexo y población, con la finalidad de generar los histogramas y realizar el ajuste probabilístico para cada categoría. Se volvió a obtener que el mejor ajuste era una distribución GEV, lo cual muestra congruencia con los resultados obtenidos en la sección anterior. En la Figura 4.10 se presentan cuatro ejemplos de histogramas, en los que se comparan los resultados obtenidos para ambas poblaciones en el electrodo medial de la pierna derecha. En el Apéndice F.2 se muestran el resto de histogramas para los electrodos faltantes.

Para cada histograma se realizó un ajuste a la distribución de probabilidad GEV, y se graficó la función de densidad de probabilidad para su distribución. Se puede observar que en todos los casos la función de densidad para la población en riesgo es más esbelta en comparación con la población control, haciendo referencia a la mayor concentración de los datos para la población en riesgo y la gran dispersión que presenta la población control.

Cada histograma fue acompañado de su respectiva gráfica de probabilidad, visualizando la precisión del ajuste. La Figura 4.11 muestra las cuatro gráficas de probabilidad correspondientes a los histogramas de la Figura 4.10. Se puede apreciar una clara distinción entre ambas poblaciones, las cuales tienen la misma tendencia, pero en amplitudes diferentes, justo lo que se busca en este trabajo. Para tres de las cuatro gráficas es muy evidente esta distinción entre poblaciones, aunque en el caso de los hombres en pierna izquierda, no es tan claro, ambas poblaciones llegan a interponerse entre sí y si no fuera por los distintivos colores no se podrían identificar una de la otra. Las gráficas de probabilidad para el resto de los histogramas se encuentran en el Apéndice F.3.

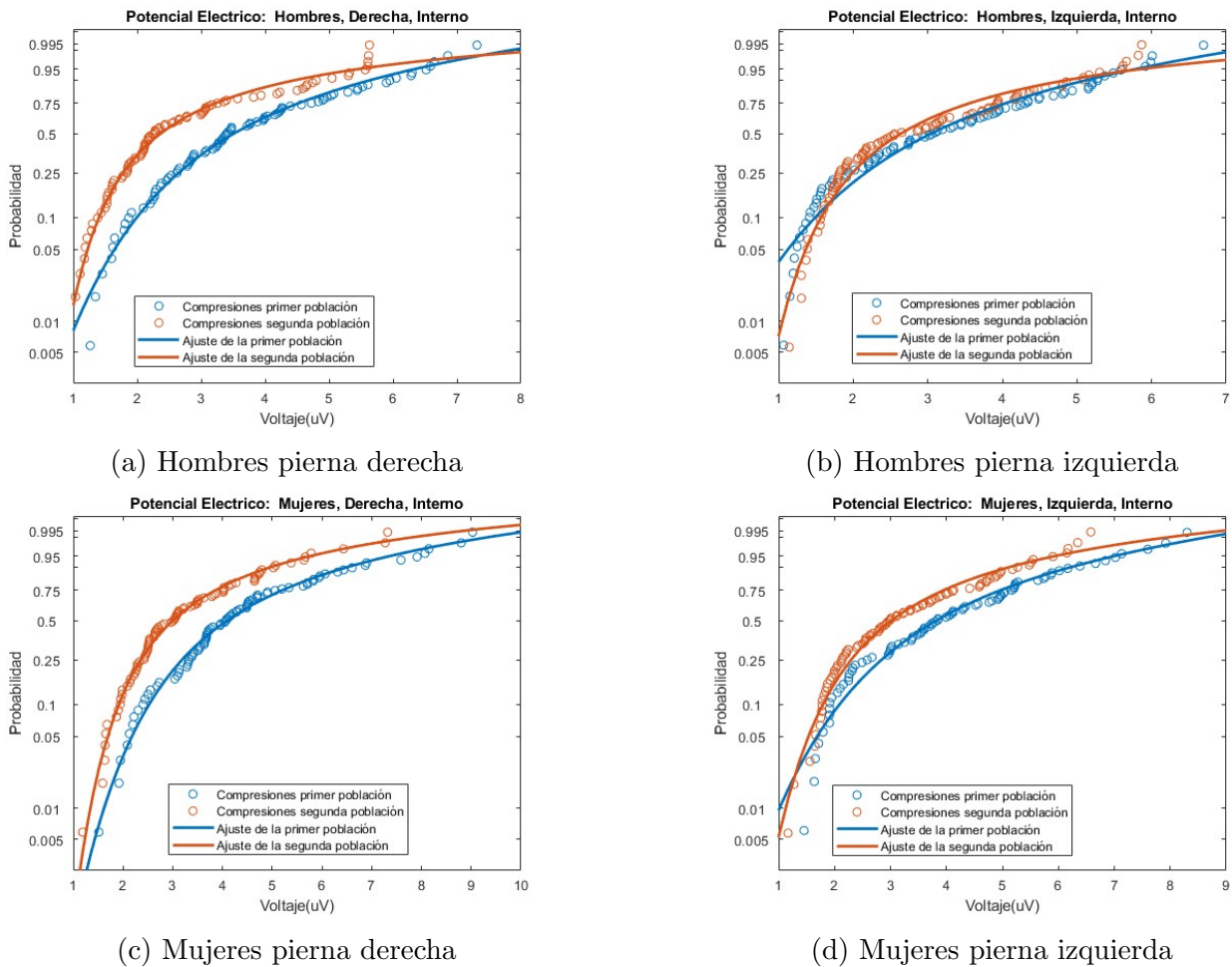


Figura 4.11: Gráficas de probabilidad al ajuste de distribución del potencial eléctrico entre las dos poblaciones para el electrodo medial en ambas piernas.

Potencial eléctrico medio durante la compresión (μV)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$3,68 \pm 1,45$	$3,18 \pm 1,42$	$4,33 \pm 1,62$	$4,01 \pm 1,63$
Rótula medial	$3,48 \pm 1,72$	$3,38 \pm 1,42$	$5,27 \pm 4,11$	$4,29 \pm 1,79$
Rótula lateral	$3,42 \pm 1,58$	$3,57 \pm 1,63$	$4,53 \pm 1,77$	$3,81 \pm 1,53$
Lateral	$3,00 \pm 1,00$	$3,41 \pm 1,61$	$3,93 \pm 1,45$	$3,84 \pm 1,65$

Tabla 4.7: Medias y desviaciones estándar del potencial eléctrico en la población control.

Potencial eléctrico medio durante la compresión (μV)				
	Hombres		Mujeres	
Electrodo	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
Medial	$2,73 \pm 1,54$	$3,00 \pm 1,58$	$3,26 \pm 1,34$	$3,27 \pm 1,42$
Rótula medial	$2,93 \pm 1,42$	$2,74 \pm 1,28$	$3,35 \pm 1,48$	$3,02 \pm 1,01$
Rótula lateral	$2,44 \pm 0,99$	$2,84 \pm 1,34$	$3,11 \pm 1,17$	$3,04 \pm 0,87$
Lateral	$3,68 \pm 1,36$	$2,65 \pm 1,35$	$3,02 \pm 1,09$	$2,99 \pm 0,99$

Tabla 4.8: Medias y desviaciones estándar del potencial eléctrico en la población en riesgo.

En las Tablas 4.7 y 4.8 se presentan las medias y desviaciones estándar para cada grupo

segmentado por electrodo, pierna, sexo y población. Lo primero que se puede apreciar es una diferencia entre la población control y la población en riesgo, al igual que entre el sexo femenino y masculino, siendo en ambos casos mayor el potencial eléctrico para los primeros grupos mencionados. Estos resultados concuerdan con los obtenidos en las secciones anteriores, mostrando congruencia a lo largo de las tres figuras de mérito, lo cual apoya la hipótesis de este trabajo.

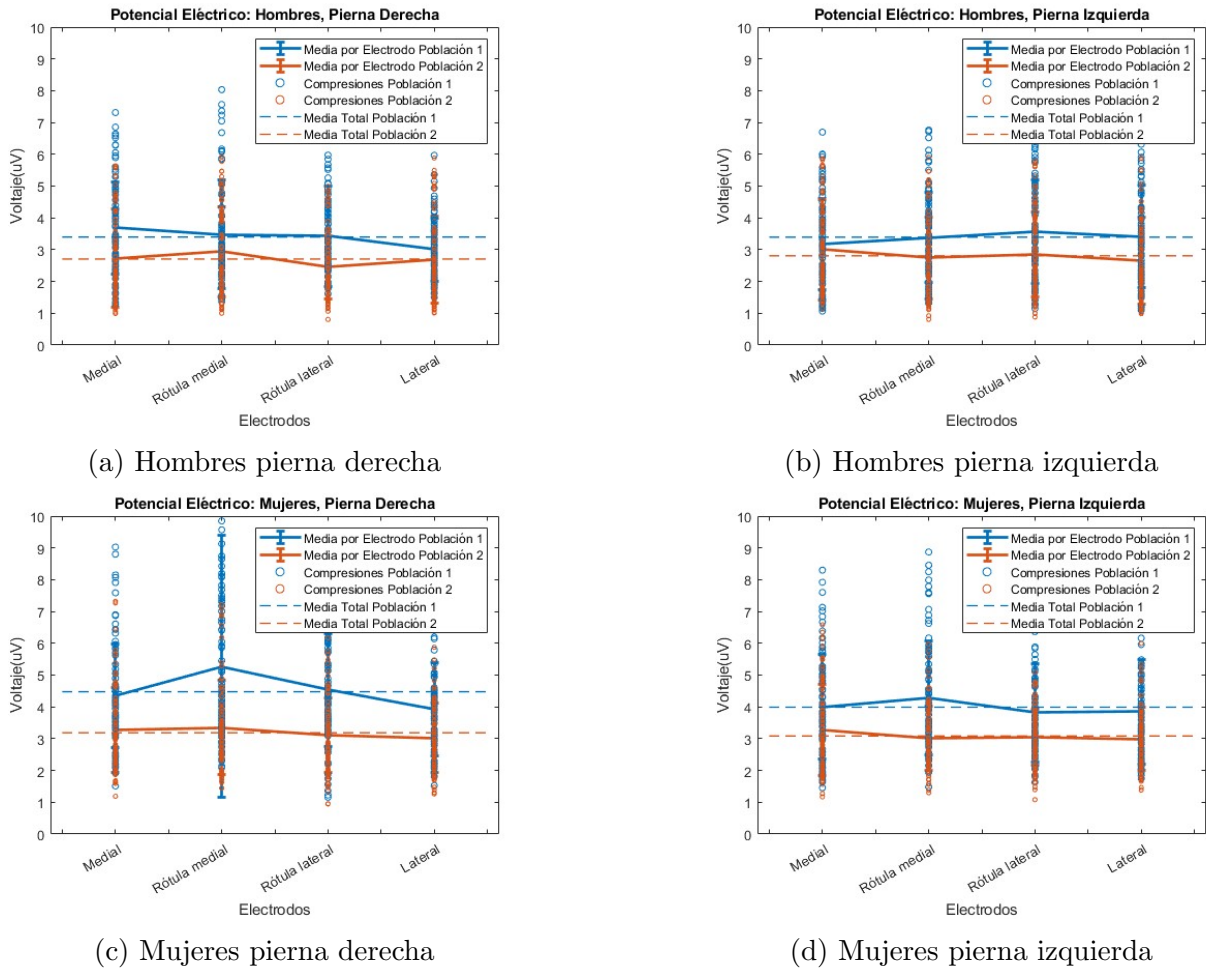


Figura 4.12: Gráficas de resultados finales para el análisis del potencial eléctrico durante las compresiones.

A pesar de ser los mejores resultados hasta el momento, las desviaciones estándar siguen siendo relativamente grandes en comparación a sus medias, lo cual dificulta la separación clara entre poblaciones. Además, aunque las medias de la población control estén por encima de las de la población en riesgo, las diferencias entre ellas son menores que las desviaciones estándar obtenidas, superponiéndose las poblaciones entre sí. En secciones posteriores se hablará sobre como sobrepasar estos obstáculos y poder cumplir el objetivo del trabajo.

En la Figura 4.12 se presentan los resultados finales resumidos para esta figura de mérito. Cada gráfica contiene dos líneas continuas representando las medias de cada electrodo con sus respectivas barras de error, mientras que las dos líneas punteadas representan las medias generales de los cuatro electrodos para cada población. Los puntos corresponden a cada compresión sobre el eje de su respectivo electrodo. Estas gráficas evidencian la congruencia entre los valores de los electrodos dentro de cada categoría y destacan la diferencia que se ha observado a lo largo de este capítulo, un mayor estímulo para la población control y el sexo femenino.

Se identificaron compresiones de la población control por encima de las barras de error, lo que indica una alta probabilidad de ausencia de desgaste articular. Por el contrario, las compresiones por debajo de la barra de error en la población en riesgo sugieren un desgaste articular, asociado

a los débiles potenciales eléctricos generados. Asimismo, como en el análisis de la energía, las compresiones de la población control presentan una mayor dispersión, mientras que las correspondientes a la población en riesgo tienden a estar más compactas. Estos resultados se pueden asociar directamente a los criterios de inclusión y exclusión para ambas poblaciones.

Por último, se identificaron compresiones de la población en riesgo por encima de las barras de error para la población control. Esto podría deberse a que estos sujetos, aunque cumplen con los factores de riesgo como la obesidad, aun no presentan desgastes significativos del cartílago, ya sea por una reciente subida de peso o porque simplemente están saludables a pesar de los factores de riesgo.

Sección 4.4.

Comparación de figuras de mérito

En esta sección se compararon los resultados obtenidos a lo largo de este capítulo con el objetivo de definir cual es la figura de mérito más factible para realizar un diagnóstico temprano sobre la salud del cartílago. La comparación entre los métodos utilizados para el análisis de datos se realizó mediante la prueba U de Mann-Whitney, la cual se basa en las medianas de ambas poblaciones para determinar la existencia de una diferencia estadística entre dos muestras. Además, se calculó el tamaño de efecto r en caso de existir una diferencia estadística significativa entre las poblaciones.

Como se explicó en la Sección 2.4.5, la prueba U de Mann-Whitney establece una hipótesis nula (H_0), la cual asume la ausencia de diferencias significativas entre las dos muestras. Para refutar la hipótesis nula (H_0), es necesario obtener un valor de p menor a 0,05 ($p < 0,05$), indicando que la probabilidad de que H_0 sea verdadera es inferior al 5%. Para simplificar la interpretación de los resultados, se utiliza la variable binaria h , donde $h = 0$ indica que no hay evidencia suficiente para rechazar H_0 , y $h = 1$ indica que existe la evidencia suficiente para rechazar H_0 . Finalmente, el valor r corresponde al tamaño de efecto, lo cual mide la magnitud o relevancia práctica de la diferencia entre las muestras y se clasifica en cuatro categorías: insignificante, pequeño, mediano y grande.

La prueba U de Mann-Whitney se aplicó a los resultados de cada figura de mérito, comparando las poblaciones según electrodo, pierna y sexo. Adicionalmente, se realizó la prueba de forma más general, juntando los cuatro electrodos en una sola muestra, con el objetivo de determinar la mejor forma de segmentar los grupos al comparar poblaciones.

En las Tablas 4.9 y 4.10 se presentan los resultados de aplicar la prueba U de Mann-Whitney a los picos de potencia obtenidos en la Sección 4.1. Como se puede observar en estas tablas, todos los valores de h son igual a 1, debido a los bajos valores de p que se obtuvieron, esto implica que existe una diferencia significativa entre ambas poblaciones, apoyando la hipótesis de este trabajo. Sin embargo, los valores obtenidos de r son bajos, la categoría de diferencia práctica es pequeña en todos los casos menos en uno, en el que el electrodo rotular lateral en la pierna derecha para los hombres tiene una diferencia práctica mediana.

Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Electrodo	Valor p		Valor h		Valor r	
	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
M	$1e^{-10}$	$8e^{-06}$	1	1	0,25 Pequeño	0,17 Pequeño
RM	$3e^{-08}$	$9e^{-12}$	1	1	0,21 Pequeño	0,26 Pequeño
RL	$3e^{-18}$	$4e^{-09}$	1	1	0,34 Mediano	0,23 Pequeño
L	$1e^{-05}$	$8e^{-07}$	1	1	0,17 Pequeño	0,17 Pequeño

Tabla 4.9: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la potencia de los hombres (M-Medial, RM-Rótula medial, RL-Rótula lateral y L-Lateral).

Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Electrodo	Valor p		Valor h		Valor r	
	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
M	$1e^{-06}$	$6e^{-06}$	1	1	0,18 Pequeño	0,17 Pequeño
RM	$1e^{-11}$	$9e^{-10}$	1	1	0,25 Pequeño	0,23 Pequeño
RL	$2e^{-12}$	$3e^{-09}$	1	1	0,27 Pequeño	0,16 Pequeño
L	$2e^{-04}$	$3e^{-06}$	1	1	0,14 Pequeño	0,18 Pequeño

Tabla 4.10: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la potencia de las mujeres.

Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Electrodo	Valor p		Valor h		Valor r	
	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
M	$8e^{-06}$	0,15	1	0	0,33 Mediano	0,10 Pequeño
RM	0,004	$1e^{-04}$	1	1	0,28 Pequeño	0,26 Pequeño
RL	$8e^{-08}$	0,007	1	1	0,39 Mediano	0,19 Pequeño
L	0,024	0,004	1	1	0,17 Pequeño	0,21 Pequeño

Tabla 4.11: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la energía de los hombres.

Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Electrodo	Valor p		Valor h		Valor r	
	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
M	$5e^{-06}$	0,105	1	0	0,34 Mediano	0,12 Pequeño
RM	$2e^{-06}$	0,003	1	1	0,35 Mediano	0,22 Pequeño
RL	$6e^{-05}$	0,07	1	0	0,29 Pequeño	0,13 Pequeño
L	$5e^{-04}$	0,009	1	1	0,25 Pequeño	0,19 Pequeño

Tabla 4.12: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para la energía de las mujeres.

Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Electrodo	Valor p		Valor h		Valor r	
	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
M	$2e^{-06}$	0,37	1	0	0,36 Mediano	0,07 Insignificante
RM	0,015	0,003	1	1	0,19 Pequeño	0,23 Pequeño
RL	$2e^{-06}$	0,003	1	1	0,36 Mediano	0,23 Pequeño
L	0,008	$8e^{-04}$	1	1	0,21 Pequeño	0,25 Pequeño

Tabla 4.13: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para el potencial eléctrico de los hombres.

Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Electrodo	Valor p		Valor h		Valor r	
	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda
M	$3e^{-06}$	0,003	1	1	0,36 Mediano	0,23 Pequeño
RM	$5e^{-08}$	$8e^{-08}$	1	1	0,41 Mediano	0,40 Mediano
RL	$3e^{-08}$	0,001	1	1	0,42 Mediano	0,25 Pequeño
L	$1e^{-05}$	$1e^{-04}$	1	1	0,34 Mediano	0,29 Pequeño

Tabla 4.14: Resultados de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para el potencial eléctrico de las mujeres.

En las Tablas 4.11 y 4.12 se muestran los resultados correspondientes a la energía durante la comprensión. En estas dos tablas se tienen tres casos donde la evidencia para rechazar de la hipótesis nula no es suficiente ($h = 0$), siendo estos: el electrodo medial en la pierna izquierda de los hombres, el electrodo medial de la pierna izquierda de las mujeres y el electrodo rotular lateral de la pierna izquierda de las mujeres. Omitiendo estos tres casos, el resto de los electrodos presentan valores favorables tanto de p como de r , donde esta última obtuvo mejores resultados en comparación a los picos de potencia. Cuatro electrodos presentaron diferencias prácticas medianas, siendo: los electrodos medial y rotular lateral de la pierna derecha de los hombres, y los electrodos medial y rotular medial de la pierna derecha de las mujeres. El resto de los electrodos presentaron diferencias prácticas pequeñas.

En las Tablas 4.13 y 4.14 se muestran los resultados para el potencial eléctrico durante la comprensión. Se observa en estas tablas que todos los electrodos cuentan con un valor $h = 1$, con la excepción de medial en la pierna izquierda de los hombres, implicando que existe una diferencia estadística significativa entre los resultados de las dos poblaciones. Además, se observan los valores más altos para r de las tres figuras de mérito, teniéndose siete electrodos con diferencias prácticas medianas y ocho con diferencias pequeñas, en el caso donde se obtuvo $h = 0$ tiene una diferencia insignificante, lo cual es de esperarse ya que no hay evidencia para negar H_0 .

Resultados finales de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Figura de mérito	Valor p		Valor h		Valor r	
	Der	Izq	Der	Izq	Der	Izq
Picos de potencia	$3e^{-36}$	$3e^{-28}$	1	1	0,24 Pequeño	0,21 Pequeño
Energía	$6e^{-14}$	$6e^{-08}$	1	1	0,28 Pequeño	0,20 Pequeño
Potencial Eléctrico	$2e^{-13}$	$3e^{-07}$	1	1	0,28 Pequeño	0,20 Pequeño

Tabla 4.15: Resultados finales de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para las tres figuras de mérito de los hombres.

Resultados finales de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r						
Figura de mérito	Valor p		Valor h		Valor r	
	Der	Izq	Der	Izq	Der	Izq
Picos de potencia	$3e^{-29}$	$3e^{-22}$	1	1	0,21 Pequeño	0,19 Pequeño
Energía	$7e^{-17}$	$6e^{-08}$	1	1	0,31 Mediano	0,17 Pequeño
Potencial Eléctrico	$3e^{-23}$	$1e^{-14}$	1	1	0,37 Mediano	0,29 Pequeño

Tabla 4.16: Resultados finales de la prueba U de Mann-Whitney y su tamaño de efecto r para las tres figuras de mérito de las mujeres.

Finalmente en las Tablas 4.15 y 4.16 se presentan los resultados de aplicar la prueba U de Mann-Whitney juntando los cuatro electrodos de cada pierna para cada figura de mérito. Este acercamiento tiene como objetivo determinar cuál segmentación de las poblaciones presenta los mejores resultados, comparando los valores de h y r , entre la segmentación por electrodo y la segmentación por pierna.

Los valores de h presentados para cada pierna y sexo vuelven a indicar que existe una diferencia estadística entre las poblaciones, independientemente de la figura de mérito utilizada. Los valores de r obtenidos para 10 de los 12 segmentos presentan magnitudes pequeñas, siendo la energía y potencial eléctrico en la pierna derecha de las mujeres los segmentos que presentaron magnitudes medianas. Estas tablas reafirman que el análisis de la energía y el potencial eléctrico presentan mejores resultados que el de la potencia, por lo que éste no será utilizado para el diagnóstico de la salud de las rodillas.

Comparando los valores de r para la energía y el potencial eléctrico de las últimas dos tablas, respecto a las Tablas 4.11, 4.12, 4.13 y 4.14, se puede observar que en el caso de la segmentación por electrodo se presentan magnitudes mayores. Por lo que, sí existe una diferencia entre los electrodos, ya que el tamaño de efecto disminuye al no realizar una distinción entre ellos.

En conclusión, el análisis del potencial eléctrico segmentado por electrodo mostró los valores de r más altos, al igual que una gran consistencia en la convergencia de sus momentos probabilísticos, lo que indica que esta figura de mérito es la más efectiva para diagnosticar a los sujetos. Por ello, en la Sección 4.6 solamente se utilizará el potencial eléctrico para realizar el diagnóstico de cada sujeto.

Sección 4.5.

Resultados del cuestionario KOOS

Como se mencionó en la Sección 2.1.3, el cuestionario KOOS fue diseñado para evaluar los síntomas relacionados a las lesiones de rodillas, que pueden resultar en OA. Por lo tanto, puede ser una herramienta útil para realizar el diagnóstico de los sujetos que se busca hacer en este trabajo. Sin embargo, el cuestionario KOOS depende de la percepción subjetiva del propio paciente y no cuenta con puntajes concretos para evaluar la salud de las rodillas, por estas razones se tomará solamente como un complemento.

Interpretación de los resultados del cuestionario KOOS						
Sexo	Sujeto	Dolor	Sintomas	Act. Diarias	Act. Dep.	Cal. de Vida
M	1	97.2	66.7	97.1	80.0	68.8
M	2	100	75.0	100	95.0	100
M	3	97.2	69.4	100	100	75.0
M	4	97.2	75.0	98.5	95.0	75.0
M	5	97.2	77.8	100	95.0	87.5
M	6	97.2	75.0	94.1	90.0	50.0
M	7	94.4	75.0	100	85.0	93.8
M	8	100	75.0	97.1	90.0	100
M	9	100	77.8	100	100	100
M	10	97.2	69.4	100	85.0	75.0
F	1	100	75.0	100	100	100
F	4	100	77.8	100	100	100
F	3	94.4	75.0	91.2	85.0	81.3
F	4	86.1	66.7	86.8	75.0	68.8
F	5	100	75.0	100	100	68.8
F	6	97.2	69.4	100	95.0	93.8
F	7	100	77.8	100	100	100
F	8	100	72.2	100	100	87.5
F	9	100	77.8	100	100	100
F	10	100	75.0	97.1	85.0	75.0
	Prom	97.7 ± 3.3	73.9 ± 3.6	98.1 ± 3.6	92.8 ± 7.9	85 ± 14.9

Tabla 4.17: Resultados del cuestionario KOOS para la población control.

En las Tablas 4.18 y 4.17 se presentan los resultados del cuestionario KOOS para ambas poblaciones, recordando que cada sección se evalúa en una escala de 0 a 100. En tres de las cinco secciones, se evidencia una diferencia en la percepción que los participantes tienen sobre la salud de sus rodillas, siendo más negativa en la población con factores de riesgo.

En la población control, las respuestas son relativamente consistentes entre los participantes, lo que se refleja en márgenes de error reducidos en los promedios. Esto indica una adecuada elección de los factores de inclusión y exclusión para esta población. En contraste, la población en riesgo muestra una mayor variabilidad en las respuestas, evidenciada por los márgenes de error obtenidos para los promedios de cada sección. Esto era de esperarse, dado que esta población está compuesta por individuos con factores de riesgo a la OA, pero sin ningún tipo de diagnóstico. Otro factor determinante para la variabilidad de esta población es el tiempo que han vivido con factores de riesgo, ya que un mayor tiempo de exposición aumenta la probabilidad de un impacto más severo en la salud de las rodillas.

Las diferencias más notorias entre ambas poblaciones se encuentran en las secciones de dolor (11 puntos de diferencia), actividades deportivas (13 puntos) y calidad de vida (14 puntos). A pesar de ser diferencias significativas, los amplios márgenes de error dificultan una separación categórica de los datos. En las categorías de síntomas y actividades cotidianas, las diferencias son menores, de 6 y 5 puntos respectivamente. Cabe destacar que ambas poblaciones obtuvieron sus puntajes más bajos en la sección de síntomas, seguida por calidad de vida. Esta última está asociada directamente con las preocupaciones de los individuos respecto a la salud de sus rodillas, más allá de evaluar su actual calidad de vida.

Interpretación de los resultados del cuestionario KOOS						
Sexo	Sujeto	Dolor	Sintomas	Act. Diarias	Act. Dep.	Cal. de Vida
M	1	91.7	66.7	91.7	95.0	37.5
M	2	100	72.2	100	100	87.5
M	3	91.7	72.2	100	95.0	87.5
M	4	86.1	58.3	100	65.0	62.5
M	5	91.7	72.2	94.1	90.0	56.3
M	6	68.1	63.9	89.7	80.0	68.8
M	7	97.2	75.0	100	90.0	68.8
M	8	100	63.9	100	100	87.5
M	9	52.8	41.7	75.0	35.0	43.8
M	10	66.7	55.6	88.2	65.0	68.8
F	1	77.8	63.9	82.4	80.0	75.0
F	2	97.2	94.4	97.1	70.0	100
F	3	97.2	75.0	98.5	100	87.5
F	4	83.3	66.7	86.8	80.0	68.8
F	5	91.7	69.4	95.6	90.0	68.8
F	6	100	75.0	100	100	81.3
F	7	86.1	58.3	100	65.0	62.5
F	8	47.2	52.8	63.2	5.0	50.0
F	9	100	75.0	100	100	93.8
F	10	94.4	69.4	95.6	80.0	62.5
	Prom	86.6 ± 15.3	67.6 ± 10.7	92.9 ± 9.7	79.5 ± 24.1	71.3 ± 16.6

Tabla 4.18: Resultados del cuestionario KOOS para la población en riesgo.

Sección 4.6.

Diagnóstico preliminar

En esta sección, se busca dar un diagnóstico preliminar a los sujetos que presenten suficiente evidencia para identificar el desgaste articular en sus rodillas. Este diagnóstico no tiene carácter médico, ya que está completamente basado en los resultados de este trabajo. El diagnóstico se basará en los valores del potencial eléctrico registrados para cada electrodo del sujeto, comprándolos con las medias y desviaciones estándar mostradas en las Tablas 4.7 y 4.8. Como ya se ha mencionado en secciones anteriores, las desviaciones estándar de las poblaciones se superponen, por lo que, solo se pueden realizar los diagnósticos en casos donde los valores estén fuera de su rango correspondiente, sin la posibilidad de dar un diagnóstico al resto de los sujetos debido a la falta de evidencia. Además, para los sujetos a los que se le pueda dar una evaluación, se tomarán en cuenta sus resultados del cuestionario KOOS.

Anteriormente se estableció que existe una diferencia estadísticamente significativa entre las dos poblaciones, donde la única diferencia entre ellas es la presencia de factores de riesgo a la OA. Por lo tanto, se puede asumir que los valores por encima de los márgenes de error de su respectiva población indican un menor desgaste del cartílago para el sujeto en cuestión. Por el contrario, presentar valores por debajo de estos márgenes implica un mayor desgaste articular. En la Figura 4.13 se presentan las cuatro gráficas correspondientes al electrodo rotular lateral para ambos sexos y piernas. En estas gráficas se pueden observar dos líneas horizontales: la azul representa la media para la población control, mientras que la naranja corresponde a la media de la población en riesgo. Las áreas sombreadas indican el rango de la desviación estándar por encima y por debajo de su media correspondiente, cada población con su respectivo color. Además, se tienen puntos rellenos identificando a los sujetos que están fuera de sus respectivos

rangos, y éstos están etiquetados por su número de sujeto en el color de su población. Por último, los círculos huecos representan al resto de los sujetos que están dentro de sus rangos. Para la población control, presentar valores mayores no aporta información significativa, ya que estos sujetos no cuentan con factores de riesgo a la enfermedad, y se espera que la salud de sus rodillas sea buena. Por el otro lado, presentar valores por debajo de su rango no solo implica un mayor desgaste articular que lo observado en su población, sino que sus valores pertenecen a los obtenidos en la población en riesgo, implicando un posible desgaste articular.

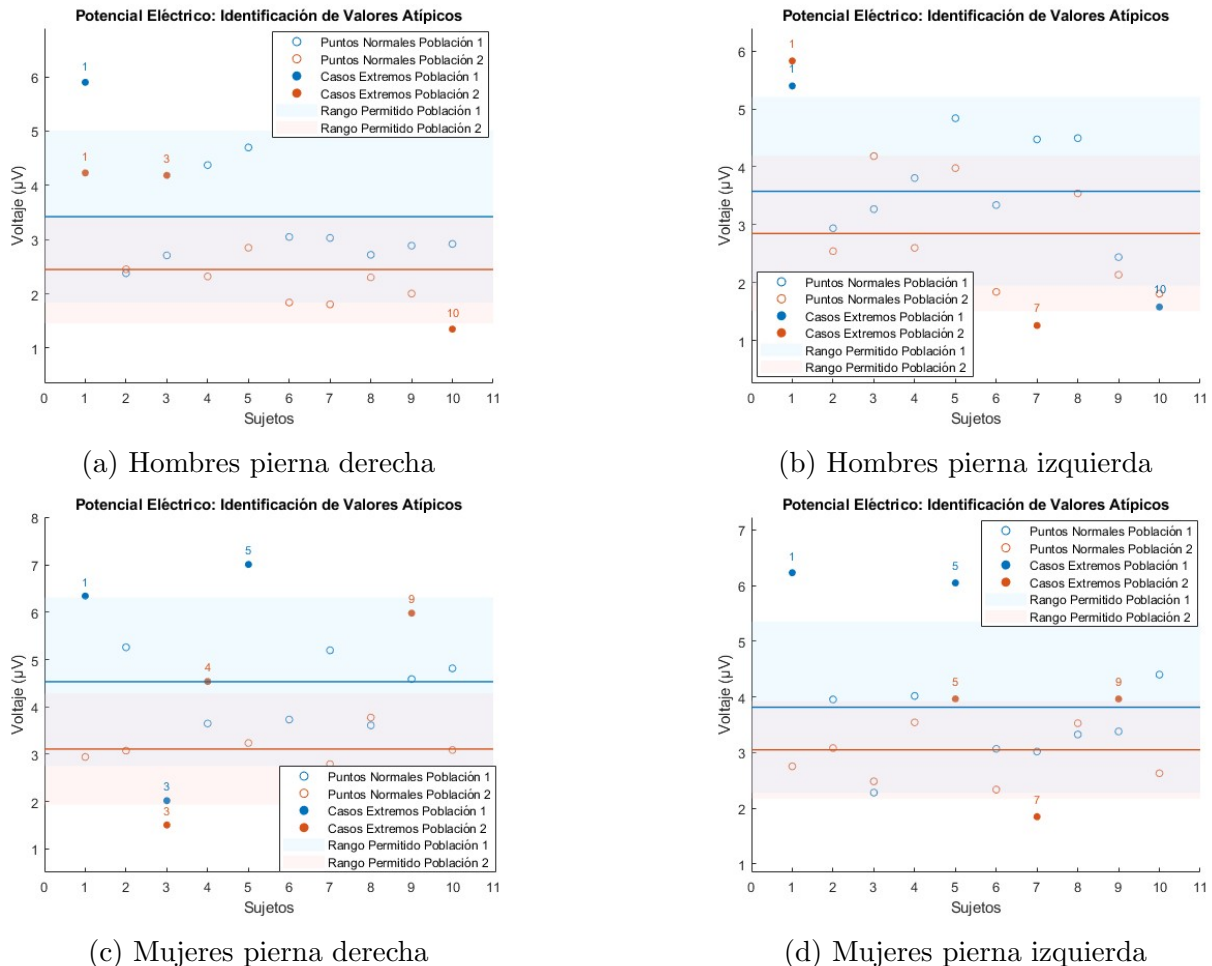


Figura 4.13: Gráficas del potencial eléctrico por sujeto para el electrodo rotular lateral.

En el caso de los sujetos de la población en riesgo, presentar valores superiores a su rango implica una baja probabilidad tener desgaste articular, ya que sus valores estarían dentro del rango de la población control. Por el contrario, valores inferiores a su rango implica tener los peores resultados en términos de salud del cartílago. Lo recién mencionado no significa que estos sujetos cuenten con OA o un desgaste severo del cartílago, simplemente, basándose en lo expuesto en este trabajo se puede afirmar que cuenta con el mayor desgaste articular de los participantes y es altamente probable que desarrollen OA.

En la Tabla 4.19 se presentan los resultados correspondientes a la población control, donde +1 indica que el sujeto está por encima de su rango en ese electrodo, mientras que -1 señala que está por debajo de éste. Para poder realizar una evaluación sobre la salud del cartílago de un sujeto, es necesario considerar los cuatros electrodos de cada pierna. Por lo que, casos donde el sujeto solo presente un electrodo por pierna fuera de su rango, serán descartados de un diagnóstico debido a la falta de evidencia. Para esta población, los casos que serán descartados por esta razón son el sujeto masculino 7 y los sujetos femeninos 1 y 4.

Para la población control, se tienen 6 casos que cumplen con los requisitos para realizarse un

diagnóstico. El primer caso corresponde al sujeto masculino 1, quien presenta tres electrodos en cada pierna con valores superiores a los correspondientes. A pesar de esto, los resultados de su cuestionario KOOS muestran una percepción de la salud de sus rodillas no es del todo positiva, con valores cercanos al promedio de su población en las secciones de dolor y actividades diarias, mientras que en las 3 secciones restantes están por debajo del promedio. Como se mencionó en párrafos anteriores, para la población control presentar valores superiores a su rango no nos dice mucho, por lo que, simplemente se puede afirmar que no cuenta con riesgo momentáneo a desarrollar OA, por estar en la población control y no presentar valores inferiores a su rango.

Resultados por sujeto respecto su población									
		Pierna Derecha				Pierna Izquierda			
Sexo	Sujeto	M	RM	RL	L	M	RM	RL	L
Masculino	1	+1	0	+1	+1	+1	+1	+1	0
	2	0	0	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	+1	0	0	+1	+1	+1	0	0
	6	0	0	0	0	0	0	0	0
	7	0	+1	0	0	0	0	0	0
	8	0	0	0	0	0	0	0	0
	9	0	0	0	0	0	0	0	0
	10	-1	0	0	0	-1	0	-1	-1
Femenino	1	0	0	+1	0	0	0	+1	0
	2	0	0	0	0	+1	+1	0	+1
	3	-1	0	-1	-1	-1	0	0	0
	4	0	0	0	0	+1	0	0	0
	5	+1	0	+1	+1	+1	0	+1	+1
	6	0	0	0	0	0	0	0	0
	7	0	0	0	0	0	0	0	0
	8	0	0	0	0	0	0	0	0
	9	0	0	0	0	0	0	0	0
	10	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabla 4.19: Electrodo con valores fuera de su rango designado para la población control.

El segundo caso es el del sujeto masculino 5, quien muestra dos electrodos en cada pierna con valores superiores a los correspondientes, mientras que los otros dos se encuentran dentro de los rangos determinados. Sus resultados del cuestionario KOOS están por encima del promedio en todas las secciones excepto en la del dolor, donde, obtuvo un valor ligeramente menor al del promedio. Al igual que en el caso anterior, solo se puede afirmar que éste sujeto no está en riesgo momentáneo de desarrollar OA, con la diferencia que este sujeto tiene una mejor percepción de la salud de sus rodillas.

El tercer caso corresponde al sujeto masculino 10, quien presenta tres electrodos en la pierna izquierda con valores inferiores a los de su rango, y en la pierna derecha cuenta con dos electrodos con valores normales, un electrodo también por debajo del rango determinado y otro cercano al límite inferior. Aunque los resultados de su cuestionario KOOS no son preocupantes, tampoco son del todo positivos, presentando valores muy cercanos al sujeto masculino 1. Por los valores del potencial eléctrico registrados y su autopercepción moderadamente negativa, a este sujeto se le considera en población con factores de riesgo a la OA.

El cuarto caso es el del sujeto femenino 2, quien presenta valores superiores a los rangos determinados en 3 electrodos para la pierna izquierda, y los cuatro electrodos de la pierna derecha se

encuentran dentro de los límites esperados. Los resultados del cuestionario KOOS son positivos, estando por encima del promedio en las 5 secciones del cuestionario, y con valores perfectos para 4 secciones. Por las mismas razones que se dieron para los sujetos masculinos 1 y 5, este sujeto no está en riesgo momentáneo de desarrollar OA.

El quinto caso corresponde al sujeto femenino 3, quien tiene dos electrodos en cada pierna con valores inferiores a los correspondientes, y los otros dos electrodos están en sus respectivos rangos, pero cercanos al límite inferior. Los resultados de su cuestionario KOOS se encuentran por debajo del promedio en cuatro de las cinco secciones. Al igual que para el sujeto masculino 10, se considera que este sujeto pertenece a la población con factores de riesgo a la OA.

Finalmente, el sexto caso es el del sujeto femenino 5, quien presenta valores superiores a los correspondientes en tres electrodos de cada pierna, con los dos electrodos restantes dentro de sus rangos determinados. Además, los resultados del cuestionario KOOS están por encima del promedio en cuatro de las cinco secciones. Por las razones que ya se han mencionado, este sujeto no presenta riesgos momentáneos al desarrollo de OA.

En la Tabla 4.20 se muestran los resultados correspondientes a la población en riesgo, con el mismo formato que se describió en la tabla anterior. De igual manera que se realizó para la población control se omitirá el análisis de los casos donde solo se tiene un electrodo fuera del rango correspondiente por pierna. Estos casos para la población en riesgo serían el sujeto masculino 5 y los sujetos femeninos 3, 7 y 8.

Para la población en riesgo se tienen 7 casos en los que se puede realizar un diagnóstico. El primer caso corresponde al sujeto masculino 1, quien presenta valores superiores a los correspondientes en todos los electrodos de ambas piernas. A pesar de los buenos resultados del potencial eléctrico, la evaluación KOOS indica una autopercepción promedio en la sección de síntomas y baja en la de calidad de vida. Cabe recalcar que esta última sección está enfocada a las preocupaciones del individuo relacionadas a la salud de las rodillas. En las otras 3 secciones obtuvo valores por encima del promedio. Los valores del potencial eléctrico de este sujeto pertenecen a los observados en la población control, por lo que, se le considera parte de la población sin factores de riesgo por el momento.

El segundo caso es el del sujeto masculino 3, quien presenta valores superiores a los correspondientes para todos los electrodos de la pierna derecha, mientras que en la pierna izquierda cuenta con dos electrodos valores superiores y los otros dos electrodos están dentro de los rangos determinados, pero muy cercanos al límite superior. Los resultados de su cuestionario KOOS son positivos, situándolo por encima del promedio en las cinco secciones. Por lo tanto, este sujeto pertenece a la población sin factores de riesgo por el momento.

En el tercer caso corresponde al sujeto masculino 7, quien muestra valores inferiores a los correspondientes para tres electrodos de la pierna izquierda, mientras que los electrodos en la pierna derecha están dentro de sus rangos determinados, pero tendiendo al límite inferior. Los resultados de su cuestionario KOOS no muestran una autopercepción negativa de la salud de sus rodillas, a pesar de presentar unos de los valores más bajos del potencial eléctrico. El sujeto obtuvo puntuaciones mayores a la del promedio en cuatro de las cinco secciones, siendo calidad de vida la sección en la que mostró una calificación inferior a la del promedio. Teniendo en cuenta que este sujeto cuenta con factores de riesgo por ser parte de la población en riesgo y, además presentó los valores más bajos de todos los participantes, se recomienda a este sujeto ir con su médico y solicitar una revisión.

El cuarto caso es el del sujeto masculino 10, quien presenta dos electrodos por debajo del límite correspondiente en la pierna derecha, mientras el resto de los electrodos en ambas piernas se encuentran dentro de sus respectivos límites, con una tendencia al límite inferior. Los resultados del cuestionario KOOS muestran una percepción neutra de la salud de sus rodillas, cuatro de las cinco secciones obtuvieron una calificación ligeramente superior al promedio, mientras que en la sección de calidad de vida el puntaje se encuentra por debajo de la media. Al igual

que se argumentó para el sujeto anterior, a este sujeto se le recomienda ir con su médico por una consulta de la salud de sus rodillas, ya que no solo era parte de la población con factores de riesgo, sino que presentó los valores más bajos de potencial eléctrico junto con el sujeto masculino 7 de la población en riesgo.

Resultados por sujeto respecto su población									
		Pierna Derecha				Pierna Izquierda			
Sexo	Sujeto	M	RM	RL	L	M	RM	RL	L
Masculino	1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1
	2	0	0	0	0	0	0	0	0
	3	+1	+1	+1	+1	0	+1	0	+1
	4	0	0	0	0	0	0	0	0
	5	0	0	0	+1	0	0	0	0
	6	0	0	0	0	0	0	0	0
	7	0	0	0	0	0	-1	-1	-1
	8	0	0	0	0	0	0	0	0
	9	0	0	0	0	0	0	0	0
	10	0	-1	-1	0	0	0	0	0
Femenino	1	0	0	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	+1	+1	0	0
	3	0	0	-1	0	0	0	0	0
	4	+1	+1	+1	+1	0	0	0	0
	5	0	0	0	0	+1	0	+1	0
	6	0	0	0	0	0	0	0	0
	7	0	0	0	0	0	0	-1	0
	8	0	0	0	+1	0	0	0	0
	9	0	+1	+1	+1	+1	+1	+1	+1
	10	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabla 4.20: Electrodo con valores fuera de su rango designado para la población en riesgo.

El quinto caso corresponde al sujeto femenino 2, quien presenta valores a los correspondientes para dos electrodos de la pierna izquierda, mientras que el resto de los electrodos en ambas piernas cuentan con valores en las mitades superiores de sus respectivos rangos. Además, presenta resultados positivos en el cuestionarios KOOS, no solo estando por encima del promedio en cuatro secciones, sino que presenta puntajes superiores a 90 en estas secciones. Por estas razones, se considera que este sujeto pertenece a la población sin factores de riesgo por el momento.

El sexto caso es el del sujeto femenino 4, quien muestra los cuatro electrodos de la pierna derecha con valores superiores a los correspondientes, y los electrodos de la pierna izquierda se encuentran en las mitades superiores de sus respectivos rangos. A pesar de sus altos valores de potencial eléctrico, los resultados de su cuestionario KOOS muestran una percepción ligeramente negativa de la salud de sus rodillas, obteniendo puntajes menores a los promedios. Por los resultados registrados en el potencial eléctrico se puede decir que este sujeto pertenece a la población sin factores de riesgo por el momento.

El séptimo caso corresponde al sujeto femenino 5, quien presenta dos electrodos por encima de los valores correspondientes en la pierna izquierda, mientras que el resto de los electrodos en ambas piernas se encuentran en sus rangos correspondientes, con una ligera tendencia al límite superior. Los resultados de su cuestionario KOOS son positivos, obteniendo puntajes por encima del promedio en las cinco secciones. Tomando en cuenta los dos electrodos con puntajes superiores, la tendencia al límite superior en el resto de los electrodos y los resultados positivos

del cuestionario KOOS, se considera que este sujeto pertenece a la población sin factores de riesgo.

Por último, el octavo caso es el del sujeto femenino 9, quien presenta nueve de los ocho electrodos con valores superiores a los correspondientes, siendo el electrodo C3 en la pierna derecha el único en no estar por encima de su rango. Los resultados de su cuestionario KOOS muestran una percepción positiva de la salud de sus rodillas, con puntajes perfectos en tres secciones y en las dos restantes estando por encima del promedio cómodamente. Por lo tanto, se considera que este sujeto pertenece a la población sin factores de riesgo.

CAPÍTULO 5

Conclusiones

Se definieron criterios de inclusión y exclusión para dos poblaciones, una control, compuesta por individuos sin factores de riesgo para la osteoartritis (OA), y otra con factores de riesgo. Ambas poblaciones participaron en una prueba diseñada para aplicar una presión constante, durante pequeños intervalos, sobre la planta del pie del sujeto, mientras éste se encontraba sentado en una posición estable y fácil de mantener. Los datos recabados fueron analizados mediante tres métodos distintos, confirmando que existía una diferencia estadísticamente significativa entre ambas poblaciones, lo que corroboró la hipótesis de este trabajo.

Los resultados mostraron una mayor amplitud en términos de potencia, energía y potencial eléctrico en la población sin factores de riesgo en comparación con la población con estos factores. Además, se observó un resultado inesperado, el sexo femenino presentó una mayor respuesta en las tres figuras de mérito. Al aplicar la prueba U de Mann-Whitney a cada categoría (electrodo, pierna, sexo, población), se probó que existe una diferencia estadísticamente significativa en las 16 categorías en el caso de la potencia, en 13 para la energía y en 15 para el potencial eléctrico. El tamaño de efecto de las diferencias entre poblaciones, para el caso de la potencia fue pequeño en 15 categorías y mediana en una. En el caso de la energía, 12 categorías presentaron tamaños pequeños y cuatro categorías tamaños medianos. Por último, el caso del potencial eléctrico presentó siete categorías con tamaños medianos, ocho categorías con tamaños pequeños y una categoría con tamaño insignificante.

El diagnóstico de riesgos para la OA se realizó con base al potencial eléctrico, ya que mostró tener los tamaños de efecto más grandes de las tres figuras de mérito. Los sujetos cuyo potencial eléctrico quedó fuera de sus rangos determinados, fueron diagnosticados según el caso en cuestión. Los rangos se determinaron en base a las medias y desviaciones estándar de cada categoría, y los valores generales para el sexo masculino en la primera población se encuentran sobre $3,4 \pm 1,5\mu V$, mientras que el sexo femenino esta sobre $4,2 \pm 1,6\mu V$, por el otro lado, la segunda población presentó valores en el rango de los $2,9 \pm 1,4\mu V$ para el sexo masculino y $3,1 \pm 1,2\mu V$ para el sexo femenino. La primera población obtuvo desviaciones estándar mayores a la segunda población, implicando que los criterios de inclusión y exclusión para esta población deben ser más específicos, ya que se obtuvo una gran variabilidad en los resultados de los sujetos.

En primera población, se identificaron cuatro sujetos, dos del sexo masculino y dos del sexo femenino, cuyos valores superan los rangos establecidos, lo que indica que no están en riesgo a desarrollar OA. Por el otro lado, dos sujetos de la misma población, uno masculino y otro femenino, presentaron valores por debajo de los rangos determinados, lo cual los coloca en los rangos pertenecientes a la población con factores de riesgo y se les diagnostica en riesgo a desarrollar OA.

En la segunda población, seis sujetos mostraron valores superiores a los establecidos para su población, lo que permitió diagnosticarlos fuera de riesgo a desarrollar OA, ya que presentaron valores correspondientes a la primera población. Dos sujetos masculinos presentaron valores inferiores a los correspondientes, por lo que se les recomendó consultar con su médico, ya que, basándose en este trabajo, se les diagnostica con el mayor riesgo a desarrollar OA de todos los

sujetos participantes.

Este trabajo contribuye al desarrollo de una futura metodología capaz de diagnosticar la OA en etapas tempranas. Por primera vez, se documenta que existe una diferencia estadísticamente significativa entre una población control (sin factores de riesgo a la OA) de una población con factores de riesgo a la OA, usando técnicas de EAG. Se implementó una nueva metodología tanto para aplicar la compresión articular, como analizar las señales registradas, lo cual mostró tener gran potencial en la búsqueda de una estandarización definitiva.

En cuanto a las limitaciones que presenta este trabajo, se asocian principalmente al equipo que se utilizó tanto en la aplicación de la compresión y en la toma de datos. Se topó con la incapacidad de utilizar fuerzas de compresión mayores, debido a la simplicidad del dispositivo desarrollado, lo cual resultó en señales más débiles de lo esperado, dificultando el filtrado de las señales al igual que la distinción de esta respecto el ruido. Además, al no contar con un sensor de presión sincronizado en el mismo vector temporal que el dispositivo de registro de señales, se perdió objetividad en la segmentación de los intervalos, debido al error humano y el uso de criterio personal en la selección de marcadores clave. Corrigiendo estas limitaciones, las desviaciones estándar disminuirían significativamente de tamaño, logrando una segmentación con mayor precisión, que permita aumentar el número de sujetos a los que se puede diagnosticar. En trabajos posteriores, sería determinante la implementación de una tercera población, la cual esté conformada por personas con un diagnóstico formal a la OA. Se espera que los valores de la tercera población estén completamente separados de los correspondientes a la primera, y que la segunda población sea una transición entre la primera y la tercera. De esta manera se podrían formalizar y estandarizar los valores que una persona debe presentar según sus características para ser considerada como fuera de riesgo a la OA, y así poder detectar la enfermedad antes de que se presenten los síntomas.

En conclusión, este trabajo no solo cumplió con su objetivo principal de desarrollar y validar una nueva metodología para la detección del desgaste articular en etapas tempranas mediante la electroartrografía (EAG), sino que también validó su capacidad para distinguir entre dos poblaciones sin diagnóstico previo a la OA, siendo la única diferencia entre ellas los factores de riesgo. Este avance constituye un paso crucial hacia la estandarización de los valores obtenidos mediante EAG, abriendo la posibilidad de detectar la OA antes de la aparición de los síntomas.

Apéndices

Sección A.

Cuestionario KOOS

Reliability, validity and responsiveness of the Spanish version of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) in patients with chondral lesion of the knee

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc
DOI 10.1007/s00167-012-2290-1

The purpose of this study was to perform a cross-cultural adaptation of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) into Spanish and to evaluate the psychometric properties of this version in a group of patients with chondral lesion of the knee, as expressed by its validity, reliability and responsiveness.

The process of translation followed an established forward-backward translation procedure with independent translations and counter-translation, according to the recommendations for the cross-cultural adaptation of HRQL measures. Forward translation into Spanish of the KOOS was independently performed by two informed translators, orthopaedic surgeons, mother tongue Spanish and fluent in English. The first version was obtained after a consensus meeting of the two translators. This provisional Spanish version was translated back into English by two mother tongue Spanish subjects fluent in English, with medical background but unfamiliar to the outcome measure. This back translation was reviewed against the source by a second consensus meeting of all translators in order to check for discrepancies or any problems. The final Spanish version was obtained after testing it on ten patients with knee osteoarthritis to ascertain that there were no problems with acceptance and comprehension of the questionnaire content. None of the patients reported problems to complete questionnaires because of language problem or redundancy.

Finally twenty Spanish-speaking patients who underwent arthroscopic surgery for knee cartilage defects with microfracture technique were enrolled in the study. Cronbach's alpha value for the study of the questionnaire was > 0.7 in all the KOOS domains except for Symptoms domain. The test-retest reliability was confirmed with an ICC value greater than 0.8 in all the KOOS domains. A significant agreement between the KOOS domains and the scales of the SF-36 with related content, particularly in the areas of physical function and pain, was observed

Contact information

Javier Vaquero
Orthopaedic Surgery Department
Hospital Universitario Gregorio Marañón
Dr. Esquero, 46
28007.Madrid (Spain)
jvaquero.hgugm@salud.madrid.org

ENCUESTA KOOS PARA LA EVALUACIÓN RODILLA

Fecha actual: ____ / ____ / ____ Fecha nacimiento: _____

Nombre: _____

Instrucciones: Esta encuesta recoge su opinión sobre su rodilla intervenida o lesionada. La información que nos proporcione, servirá para saber como se encuentra y la capacidad para realizar diferentes actividades.

Responda a cada pregunta marcando la casilla apropiada y solo una casilla por pregunta. Señale siempre la respuesta que mejor refleja su situación.

Síntomas

Responda a estas preguntas considerando los síntomas que ha notado en la rodilla durante la última semana

S1. ¿Se le hincha la rodilla?

Nunca Rara vez A veces Frecuentemente Siempre

S2. ¿Siente crujidos, chasquidos u otro tipo de ruidos cuando mueve la rodilla?

Nunca Rara vez A veces Frecuentemente Siempre

S3. Al moverse, ¿siente que la rodilla falla o se bloquea?

Nunca Rara vez A veces Frecuentemente Siempre

S4. ¿Puede estirar completamente la rodilla?

Siempre Frecuentemente A veces Rara vez Nunca

S5. ¿Puedo doblar completamente la rodilla?

Siempre Frecuentemente A veces Rara vez Nunca

Rigidez articular

La rigidez o entumecimiento es una sensación de limitación o lentitud en el movimiento de la rodilla. Las siguientes preguntas indagan el grado de rigidez que ha experimentado, en la rodilla, durante la última semana.

S6. ¿Cuál es el grado de rigidez de su rodilla al levantarse por la mañana?

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

S7. ¿Cuál es el grado de rigidez de la rodilla después de estar sentado, recostado o descansando?

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

Dolor**P1.** ¿Con qué frecuencia ha tenido dolor en su rodilla?

Nunca	Mensual	Semanal	Diario	Continuo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

¿Cuánto dolor ha tenido en la rodilla en la última semana al realizar las siguientes actividades?**P2.** Girar o pivotar sobre su rodilla

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P3. Estirar completamente la rodilla

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P4. Doblar completamente la rodilla

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P5. Al caminar, sobre una superficie plana

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P6. Al subir o bajar escaleras

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P7. Por la noche, en la cama

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P8. Al estar sentado o recostado

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

P9. Al estar de pie

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Actividades cotidianas

Las siguientes preguntas indagan sobre sus actividades físicas, es decir, su capacidad para moverse y valerse por sí mismo.

Para cada una de las actividades mencionadas a continuación, indique el grado de dificultad experimentado en la última semana a causa de su rodilla

A1. Al bajar escaleras

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A2. Al subir escaleras

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A3. Al levantarse de una silla o sillón

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A4. Al estar de pie

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A5. Al agacharse o recoger algo del suelo

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A6. Al caminar, sobre una superficie plana

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A7. Al subir o bajar del coche

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A8. Al ir de compras

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A9. Al ponerse los calcetines o las medias

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A10. Al levantarse de la cama

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A11. Al quitarse los calcetines o las medias

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A12. Estando acostado, al dar la vuelta en la cama o cuando mantiene la rodilla en una posición fija

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A13. Al entrar o salir de la bañera

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A14. Al estar sentado

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A15. Al sentarse o levantarse del inodoro

No tengo	Leve	Moderado	Intenso	Muy intenso
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

A16. Realizando trabajos pesados de la casa (mover objetos pesados, lavar al suelo, etc.)

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

A17. Realizando trabajos ligeros de la casa (cocinar, barrer, etc)

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

Función, actividades deportivas y recreacionales

Las siguientes preguntas indagan sobre su función al realizar actividades que requieran un mayor nivel de esfuerzo. Las preguntas deben responderse pensando en el grado de dificultad experimentado con su rodilla, en la última semana

SP1. Ponerse en cuclillas

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

SP2. Correr

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

SP3. Saltar

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

SP4. Girar o pivotar sobre la rodilla afectada

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

SP5. Arrodillarse

No tengo Leve Moderado Intenso Muy intenso

Calidad de vida

Q1. ¿Con qué frecuencia es consciente del problema de su rodilla?

Nunca Mensualmente Semanalmente A diario Siempre

Q2. ¿Ha modificado su estilo de vida para evitar actividades que puedan lesionar su rodilla?

No Levemente Moderadamente Drásticamente Totalmente

Q3. ¿En qué medida está preocupado por la falta de seguridad en su rodilla?

Nunca Levemente Moderadamente Mucho Excesivamente

Q4. En general, ¿cuántas dificultades le crea su rodilla?

Ninguna Algunas Pocas Muchas Todas

Muchas gracias por contestar a todas las preguntas de este cuestionario

Sección B.

Cuestionario de criterios de inclusión y exclusión

4/12/24, 12:29 p.m.

Criterios de Inclusión

Criterios de Inclusión

Una rápida encuesta para saber si los sujetos pueden formar parte de la experimentación

* Indica que la pregunta es obligatoria

1. Correo electrónico *

2. Nombre completo *

3. Sexo *

Marca solo un óvalo.

Masculino

Femenino

4. Fecha de Nacimiento *

Ejemplo: 7 de enero de 2019

5. Número de Teléfono (con WhatsApp) *

6. Estatura en metros (Ejemplo: 1.76) *

7. Peso Corporal en kg (Ejemplo: 75) *

8. Cuenta con un diagnóstico previo de enfermedad que curse con afectación articular (no limitándose a enfermedades de rodilla) *

Marca solo un óvalo.

Si

No

9. Cuenta con un diagnóstico previo de enfermedad que curse con afectación articular (limitándose a enfermedades de rodilla) *

Marca solo un óvalo.

Si

No

10. Presentas alguno de los siguientes síntomas *

Selecciona todas las opciones que correspondan.

- Inflamación de articulaciones
- Rigidez matutina
- Deformidad progresiva de articulaciones
- Reducción de la movilidad articular
- Ninguna de las anteriores

11. Cuenta con alguna alteración en la alineación de la extremidad inferior (genu valgo, genu varo, genu recurvatum o flexión fija de la rodilla) *

Marca solo un óvalo.

Si

No

12. Practica alguno de los siguientes deportes de manera intensa (más de una vez por semana de manera constante y durante más de 6 meses) *

Marca solo un óvalo.

Fútbol

Basketball

Artes Marciales

Atletismo

Levantamiento de Pesas

Ninguno de esos deportes

No practico deporte

Google no creó ni aprobó este contenido.

Google Formularios

Sección C.

Carta de consentimiento informado

Carta de Consentimiento Informado

Título de la Investigación: Diagnóstico oportuno de Osteoartritis.

Nombre de los Investigadores: Luis Zepeda Torres, Diego de Alba Robles, Erick Ruíz Sánchez.

Fecha: _____

A través de este documento que forma parte del proceso para la obtención del consentimiento informado, me gustaría invitarlo(a) a participar en la investigación titulada: Diagnóstico oportuno de Osteoartritis. Esta investigación se llevará a cabo en el Edificio de Multimedia (EMA) de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (BUAP). Se colocará al individuo en sedestación con la pierna en extensión pasiva, y se aplicará una fuerza en el tercio inferior de la planta del pie a manera que se genere una compresión sobre el cartílago de la rodilla. La fuerza ejercida en la compresión será determinada de manera experimental comparando con diversas fuerzas analizando la respuesta en función de IMC del individuo.

Su participación es voluntaria, anónima y confidencial; no tiene que participar forzosamente. No habrá impacto negativo alguno si decide no participar en la investigación. Se le informa que los gastos relacionados con esta investigación que se originen a partir del momento en que, voluntariamente, acepta participar en la misma, no serán pagados por usted. Se le informa que usted tiene el derecho, en cualquier momento y sin necesidad de dar explicación de dejar de participar en la presente investigación. Los resultados, de manera anónima, podrán ser publicados en revistas de investigación, tesis, congresos o cualquier medio con el fin de divulgación científica. Cualquier duda, preocupación o queja acerca de algún aspecto de la investigación o de la forma en que ha sido tratado durante el transcurso de la misma, puede contactar a los investigadores.

Firma de Consentimiento

Yo, _____, manifiesto que fui informado(a) del propósito, procedimientos y tiempo de participación y en pleno uso de mis facultades, es mi voluntad participar en esta investigación titulada Diagnóstico oportuno de Osteoartritis.

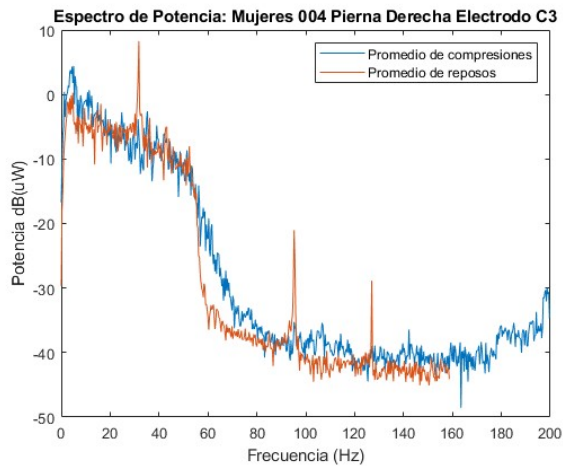
No omito manifestar que he sido informado(a) clara, precisa y ampliamente, respecto de los procedimientos que implica esta investigación así como de los riesgos a los que estaré expuesto ya que dicho procedimiento es considerado de bajo riesgo.

He leído y comprendido la información anterior, y todas mis preguntas han sido respondidas de manera clara y a mi entera satisfacción, por parte de los investigadores.

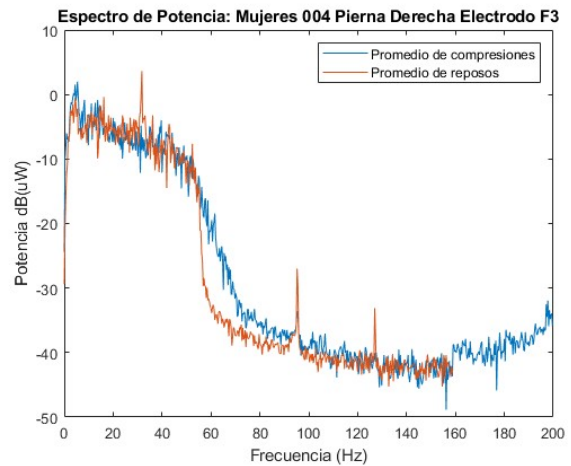
NOMBRE Y FIRMA DEL PARTICIPANTE

Nota: Los datos personales contenidos en la presente Carta de Consentimiento Informado, serán protegidos conforme a lo dispuesto en las Leyes Federal de Transparencia y Acceso a la Información Pública, General de Transparencia y Acceso a la Información Pública y General de Protección de Datos Personales en Posesión de Sujetos Obligados y demás normatividad aplicable en la materia.

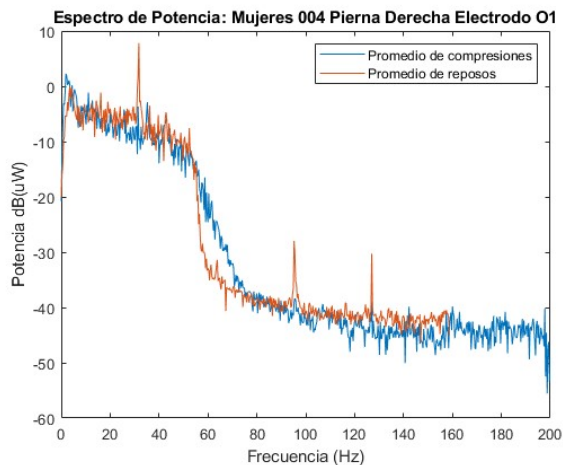
D.1. Ejemplo de gráficas del espectro de frecuencia para un sujeto de sexo femenino de la población sin factores de riesgo



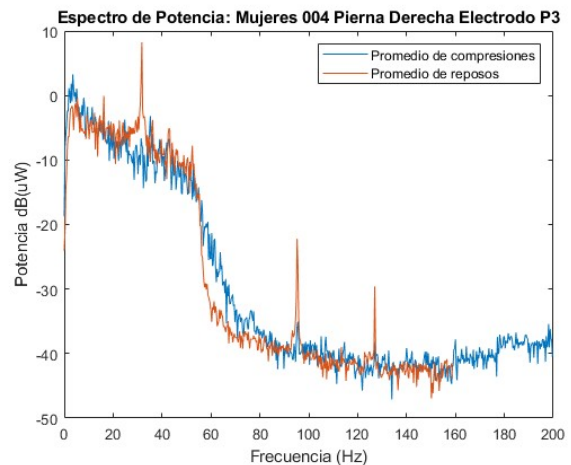
(a) Electrodo medial



(b) Electrodo rótula medial



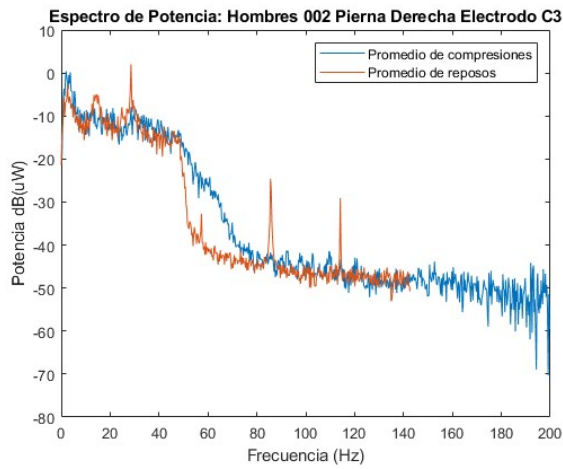
(c) Electrodo rótula lateral



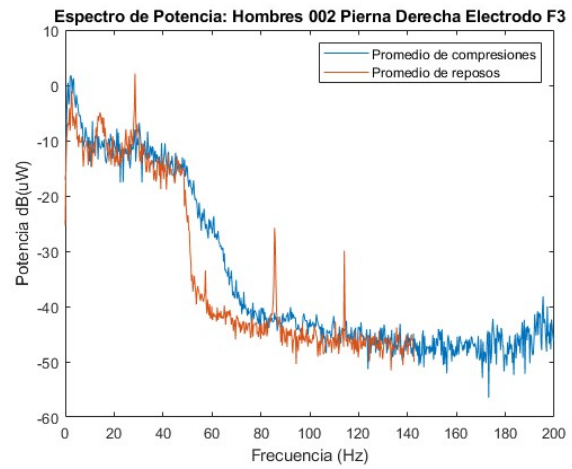
(d) Electrodo lateral

Figura 1: Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para un sujeto de sexo femenino de la población sin factores de riesgo.

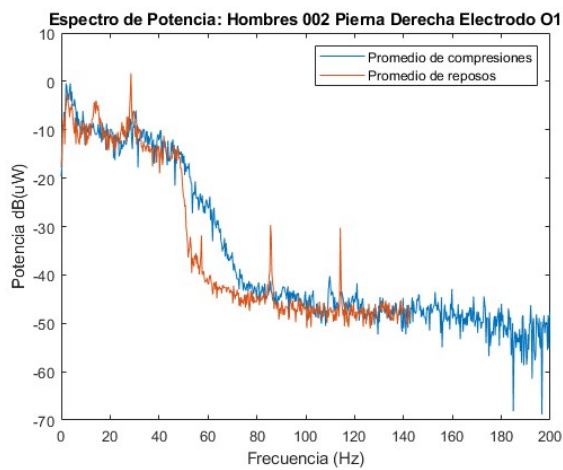
D.2. Ejemplo de gráficas del espectro de frecuencia para sujetos de ambos sexos de la población con factores de riesgo



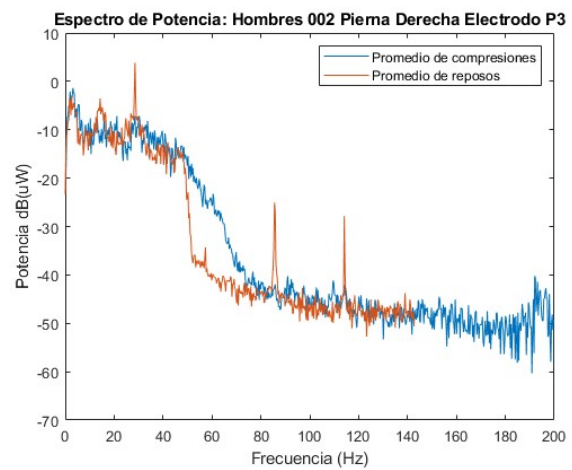
(a) Sexo masculino Electrodo medial



(b) Sexo masculino Electrodo rótula medial



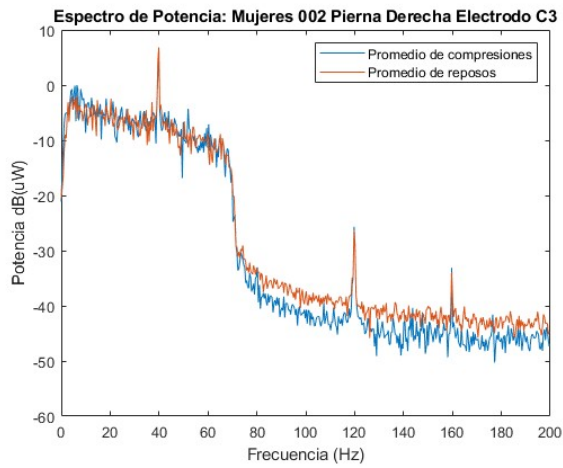
(c) Sexo masculino Electrodo rótula lateral



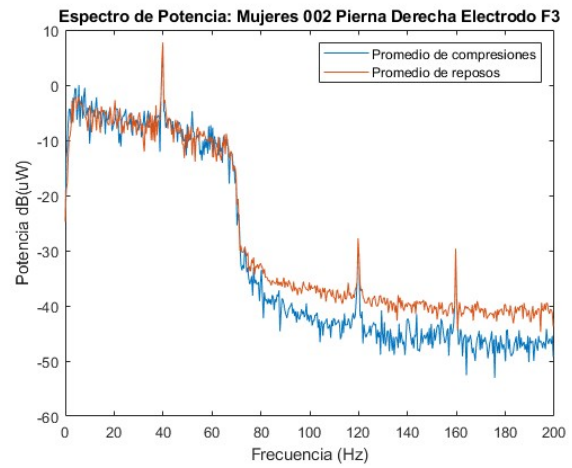
(d) Sexo masculino Electrodo lateral

Figura 2: Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para sujetos del sexo masculino de la población con factores de riesgo.

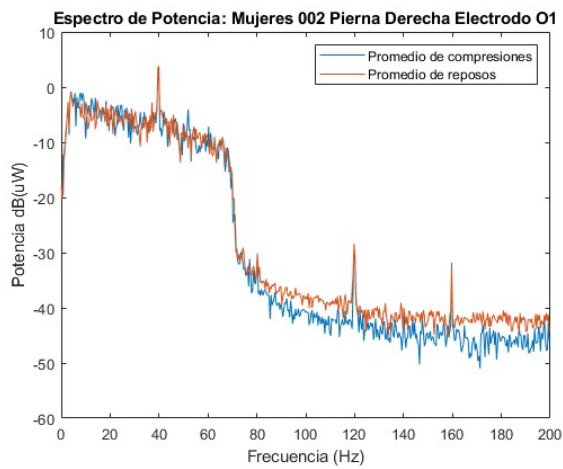
D. GRÁFICAS COMPLEMENTARIAS DEL ANÁLISIS DEL ESPECTRO DE FRECUENCIA



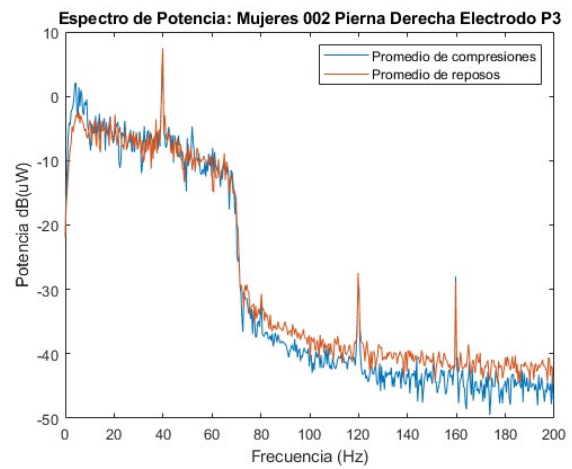
(a) Sexo femenino Electrodo medial



(b) Sexo femenino Electrodo rótula medial



(c) Sexo femenino Electrodo rótula lateral



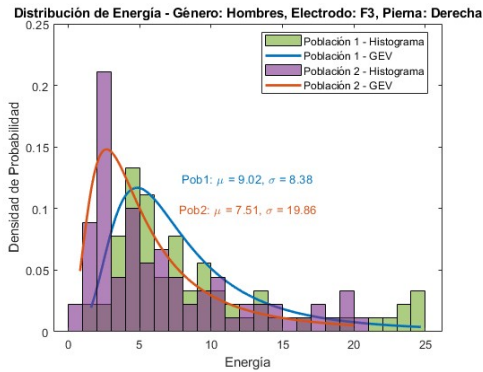
(d) Sexo femenino Electrodo lateral

Figura 3: Espectro de la frecuencia sobre cada electrodo para sujetos del sexo femenino de la población con factores de riesgo.

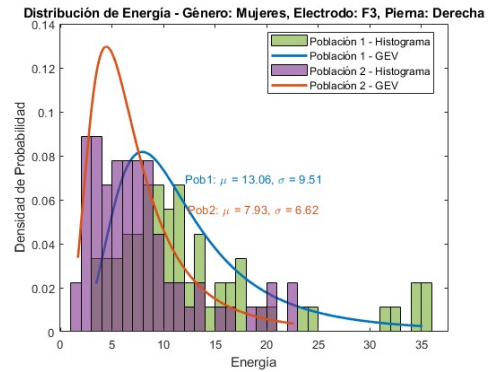
Sección E.

Gráficas complementarias del análisis de energía de la señal

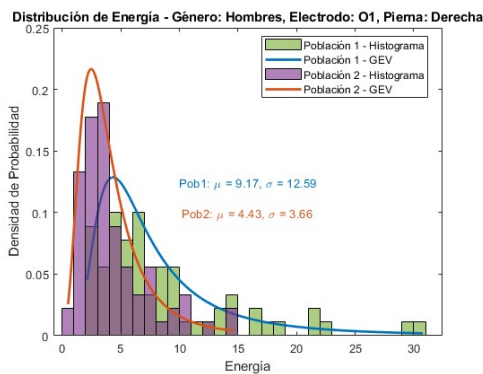
E.1. Histogramas



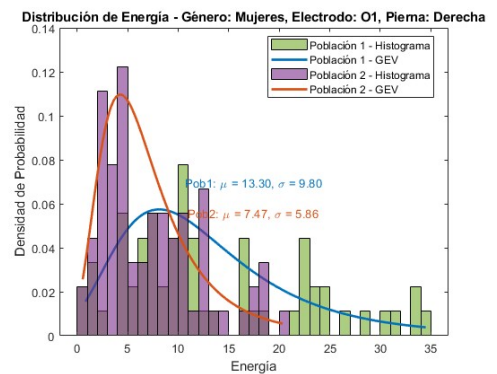
(a) Hombres electrodo rótula medial



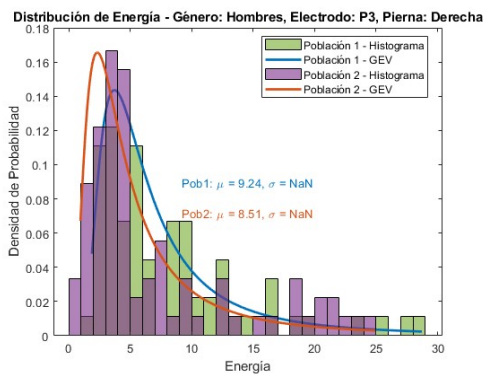
(b) Mujeres electrodo rótula medial



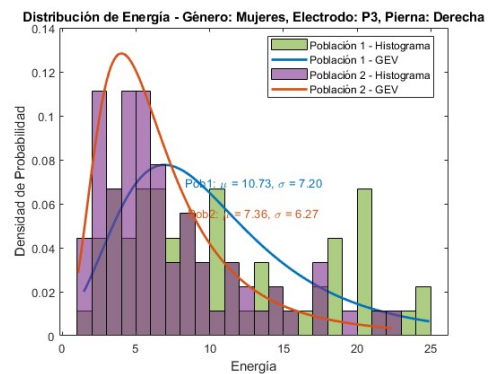
(c) Hombres electrodo rótula lateral



(d) Mujeres electrodo rótula lateral

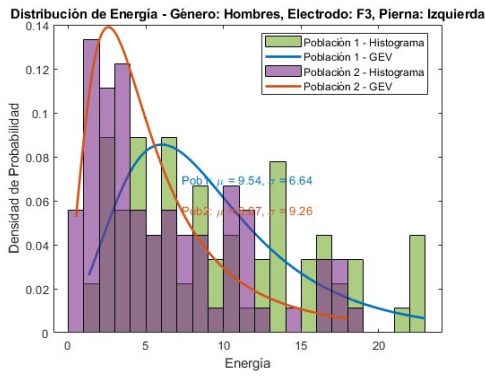


(e) Hombres electrodo lateral

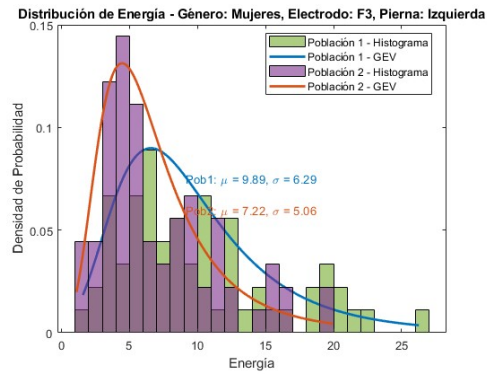


(f) Mujeres electrodo lateral

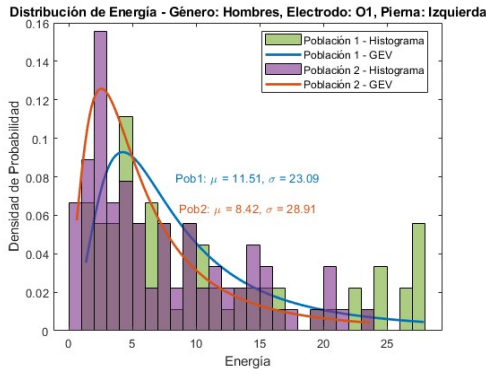
Figura 4: Histogramas de la energía durante la compresión para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.



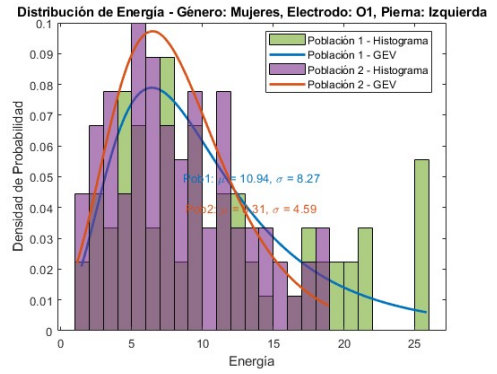
(a) Hombres electrodo rótula medial



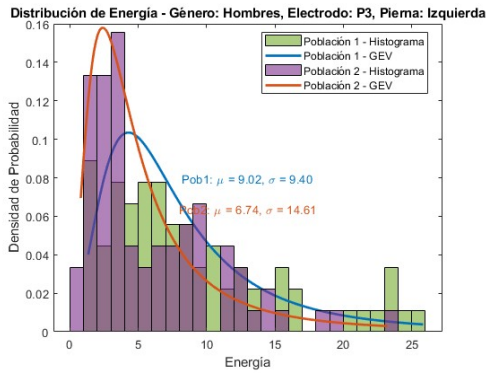
(b) Mujeres electrodo rótula medial



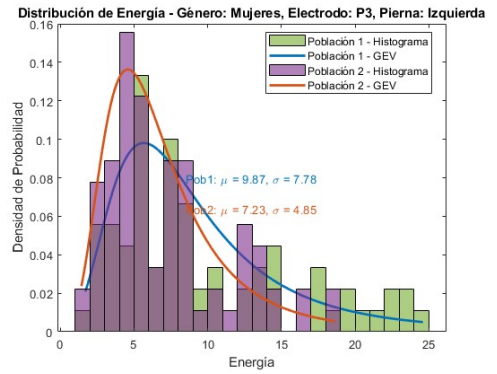
(c) Hombres electrodo rótula lateral



(d) Mujeres electrodo rótula lateral



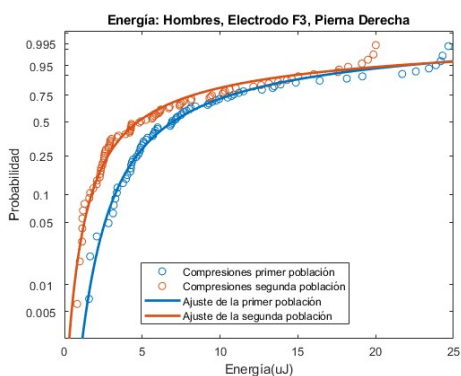
(e) Hombres electrodo lateral



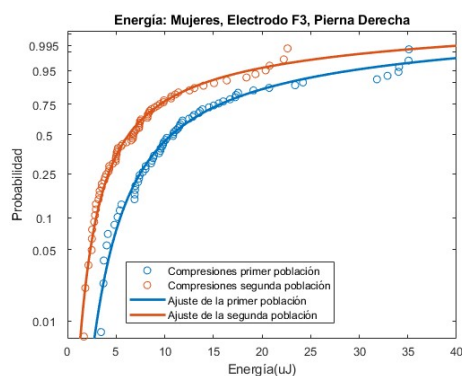
(f) Mujeres electrodo lateral

Figura 5: Histogramas de la energía durante la compresión para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.

E.2. Gráficas de probabilidad del ajuste de distribución



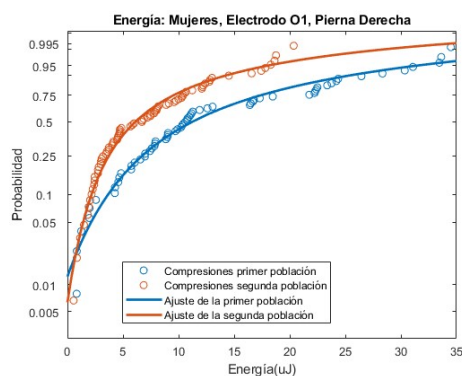
(a) Hombres electrodo rótula medial



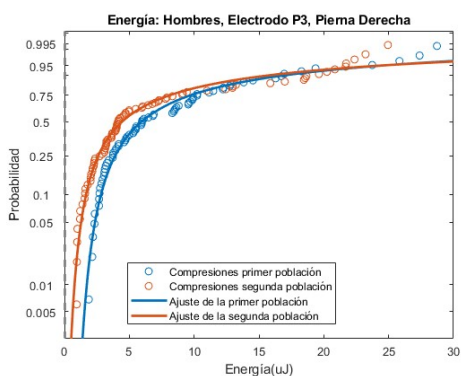
(b) Mujeres electrodo rótula medial



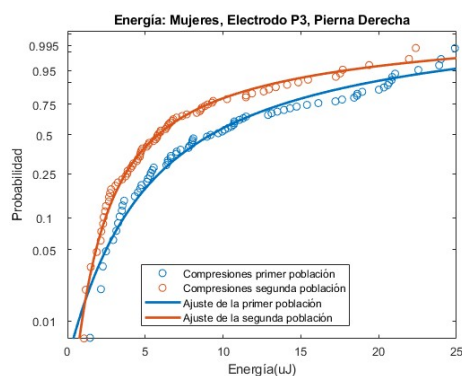
(c) Hombres electrodo rótula lateral



(d) Mujeres electrodo rótula lateral

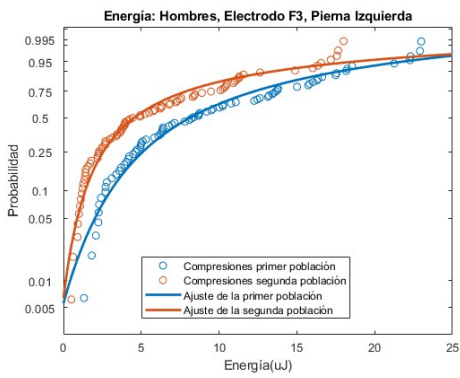


(e) Hombres electrodo lateral

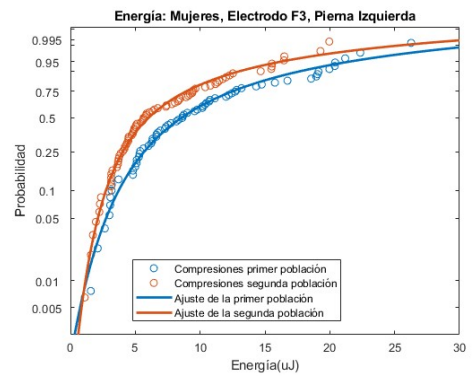


(f) Mujeres electrodo lateral

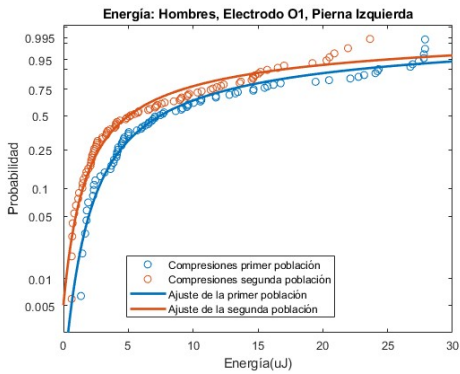
Figura 6: Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV de la energía para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.



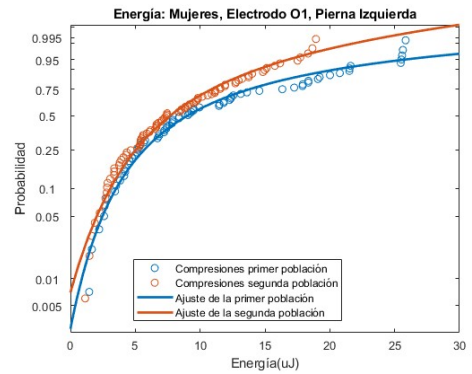
(a) Hombres electrodo rótula medial



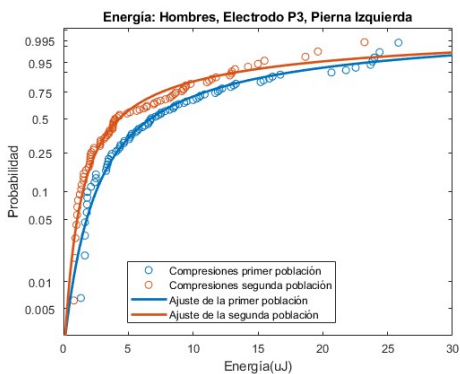
(b) Mujeres electrodo rótula medial



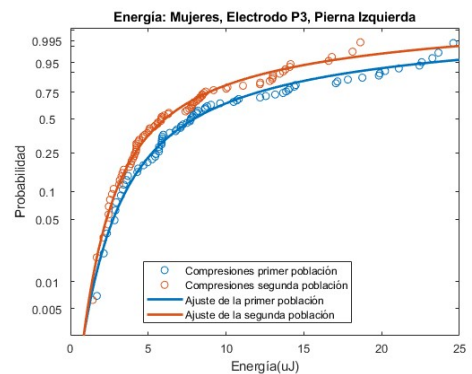
(c) Hombres electrodo rótula lateral



(d) Mujeres electrodo rótula lateral



(e) Hombres electrodo lateral



(f) Mujeres electrodo lateral

Figura 7: Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV de la energía para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.

Sección F.

Gráficas complementarias del análisis del potencial eléctrico

F.1. Ejemplo de gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para un sujeto de la segunda población

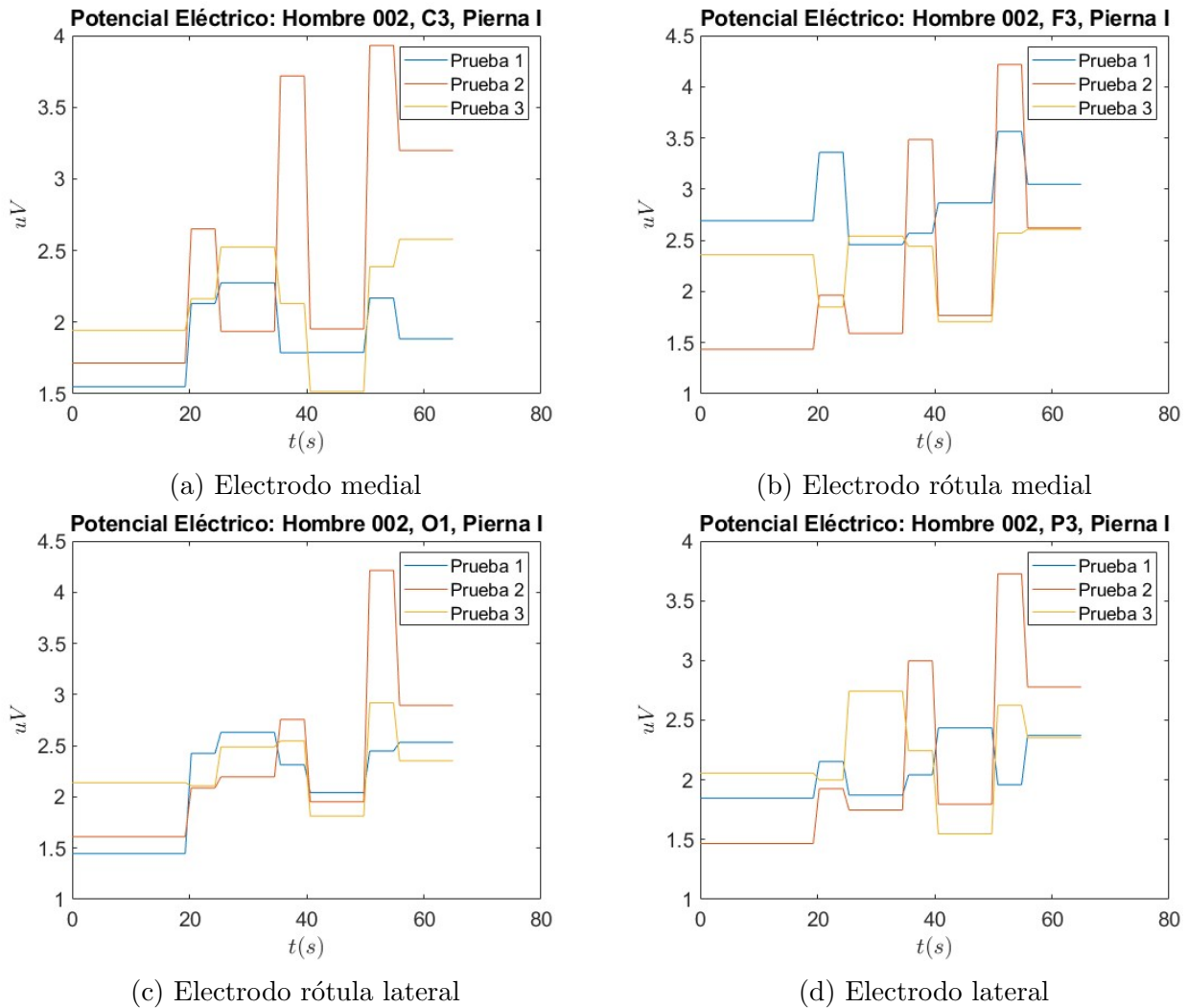
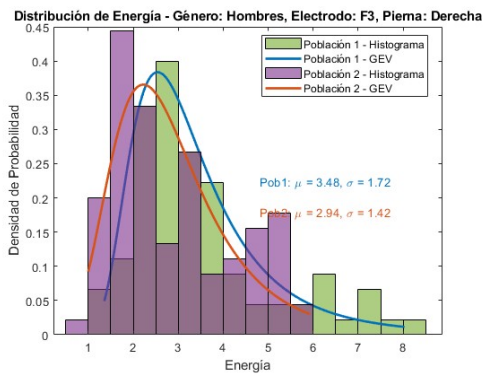
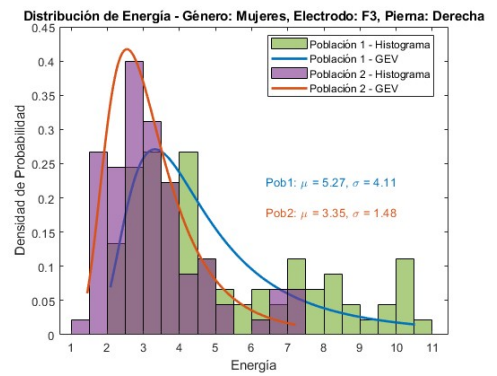


Figura 8: Gráficas del potencial eléctrico promedio a lo largo del tiempo para un sujeto de la segunda población.

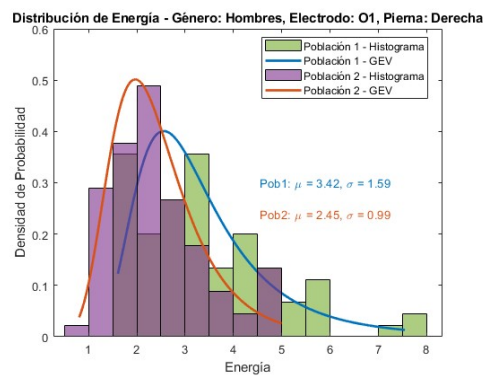
F.2. Histogramas



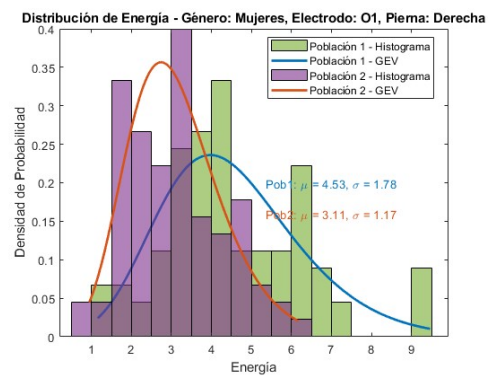
(a) Hombres primer población Electrodo rótula medial



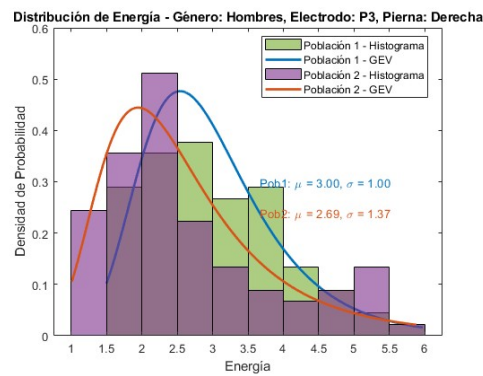
(b) Mujeres segunda población Electrodo rótula medial



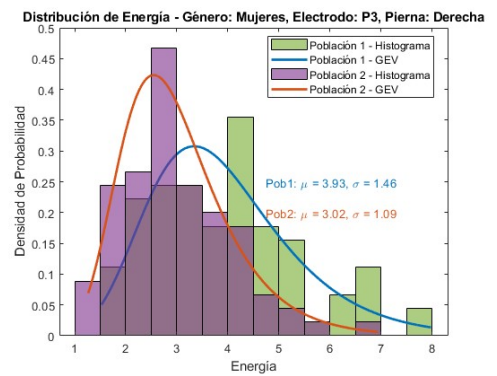
(c) Hombres primer población Electrodo rótula lateral



(d) Mujeres segunda población Electrodo rótula lateral

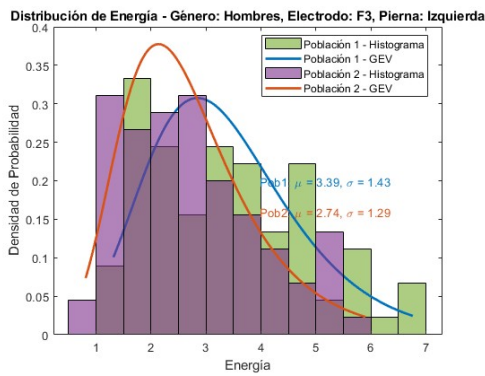


(e) Hombres primer población Electrodo lateral

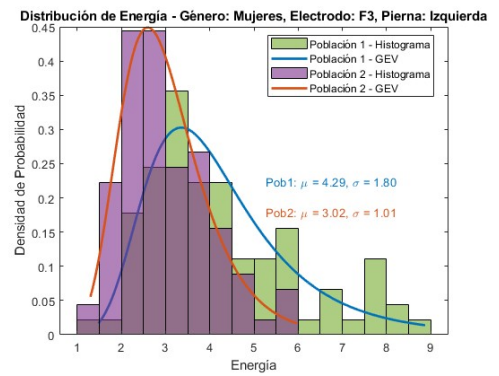


(f) Mujeres segunda población Electrodo lateral

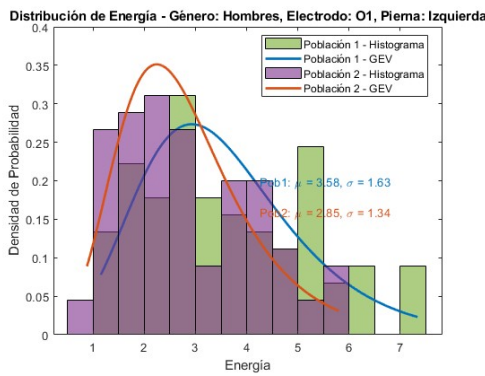
Figura 9: Histogramas del potencial eléctrico durante la compresión para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.



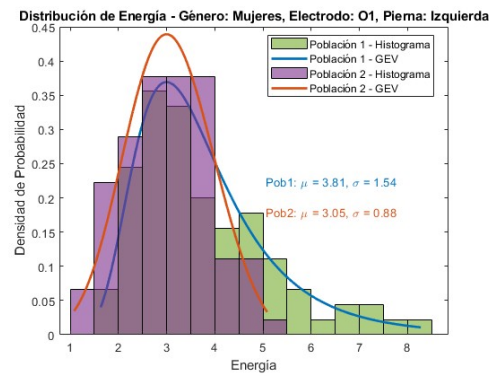
(a) Hombres primer población Electrodo rótula medial



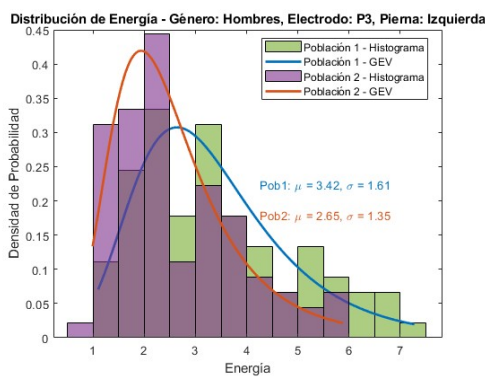
(b) Mujeres segunda población Electrodo rótula medial



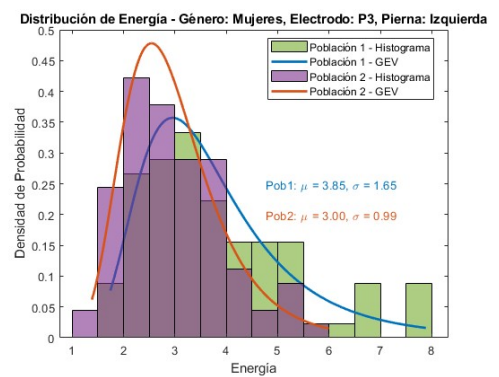
(c) Hombres primer población Electrodo rótula lateral



(d) Mujeres segunda población Electrodo rótula lateral



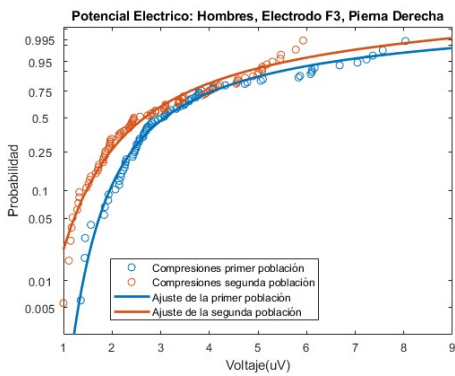
(e) Hombres primer población Electrodo lateral



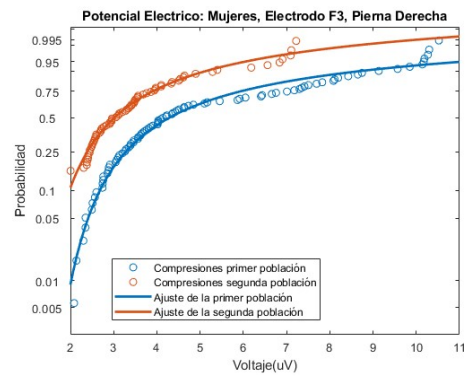
(f) Mujeres segunda población Electrodo lateral

Figura 10: Histogramas del potencial eléctrico durante la compresión para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.

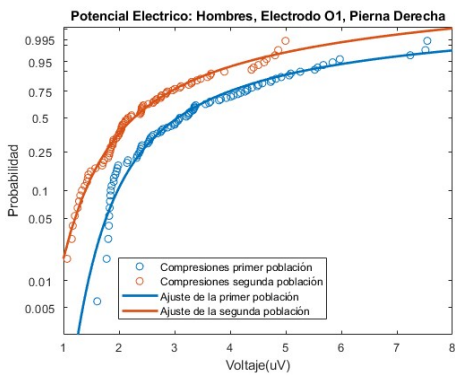
F.3. Gráficas de probabilidad del ajuste de distribución



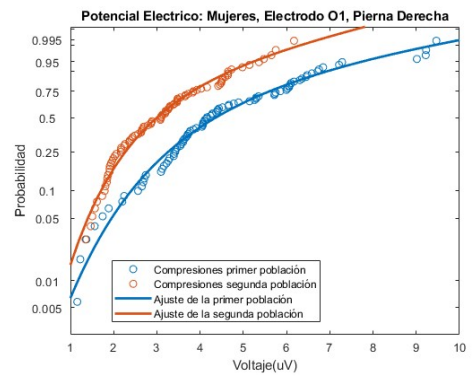
(a) Hombres electrodo rótula medial



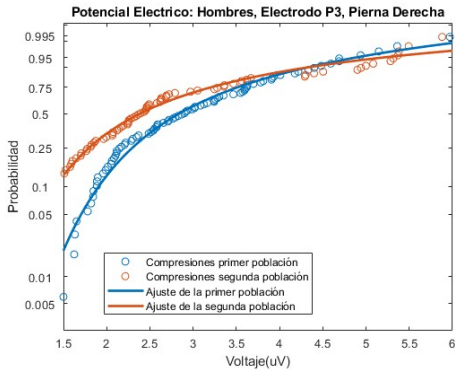
(b) Mujeres electrodo rótula medial



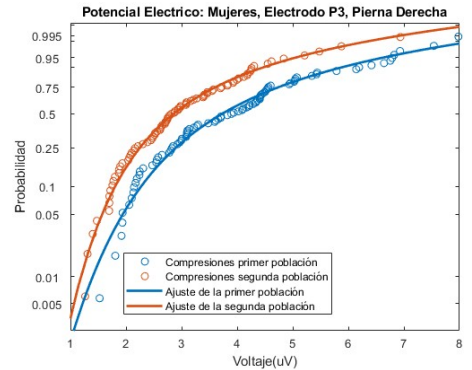
(c) Hombres electrodo rótula lateral



(d) Mujeres electrodo rótula lateral

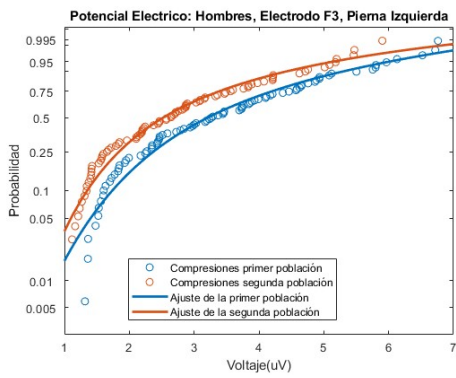


(e) Hombres electrodo lateral

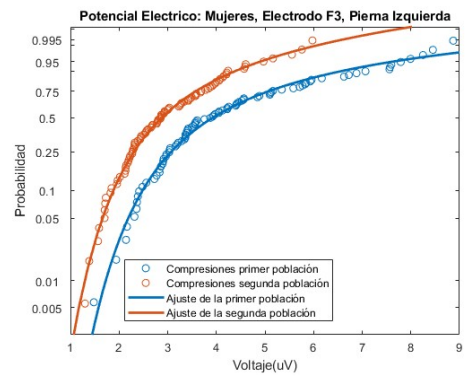


(f) Mujeres electrodo lateral

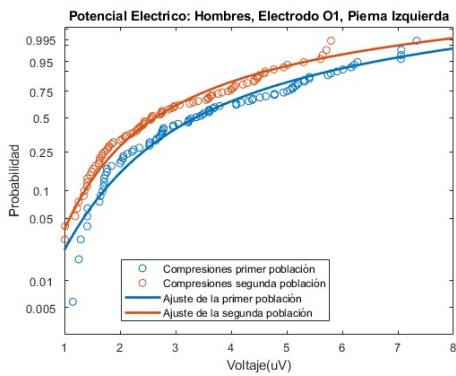
Figura 11: Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV del potencial eléctrico para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.



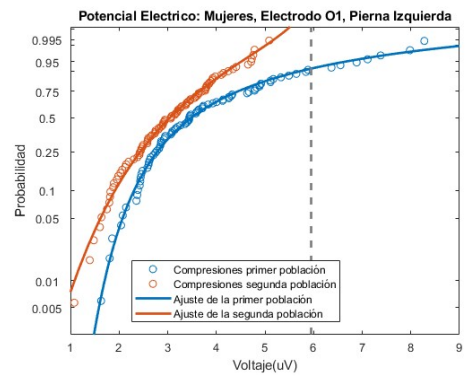
(a) Hombres electrodo rótula medial



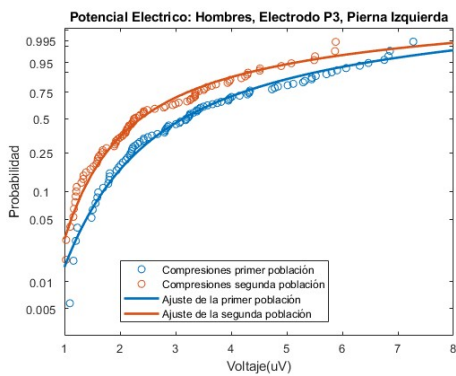
(b) Mujeres electrodo rótula medial



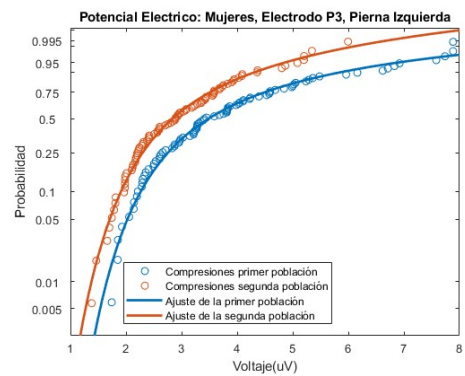
(c) Hombres electrodo rótula lateral



(d) Mujeres electrodo rótula lateral



(e) Hombres electrodo lateral



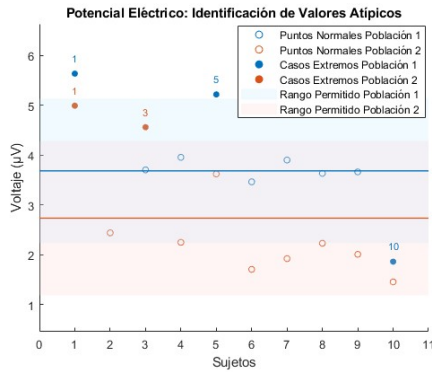
(f) Mujeres electrodo lateral

Figura 12: Gráficas de la probabilidad del ajuste a la distribución GEV del potencial eléctrico para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.

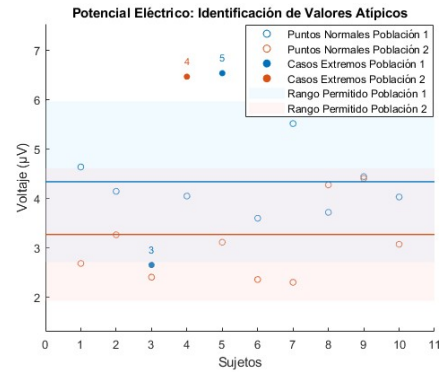
Sección G.

Gráficas complementarias para el diagnóstico de los sujetos

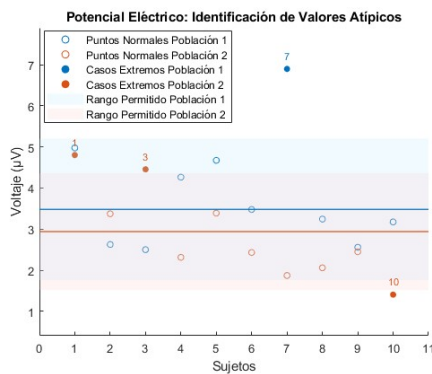
G.1. Gráficas del potencial eléctrico por sujeto



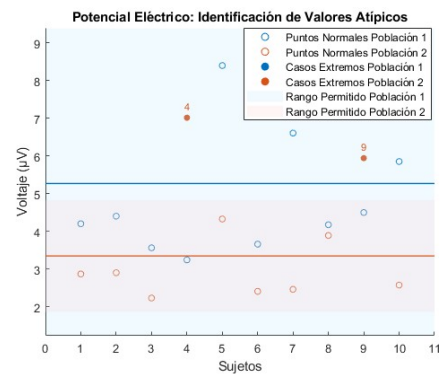
(a) Hombres electrodo medial



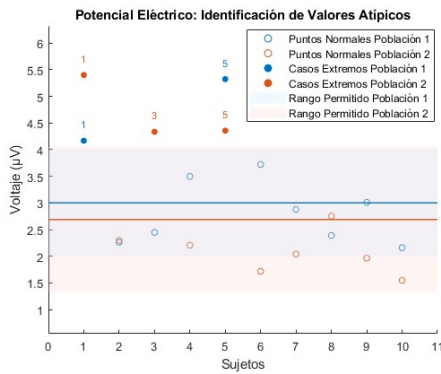
(b) Mujeres electrodo medial



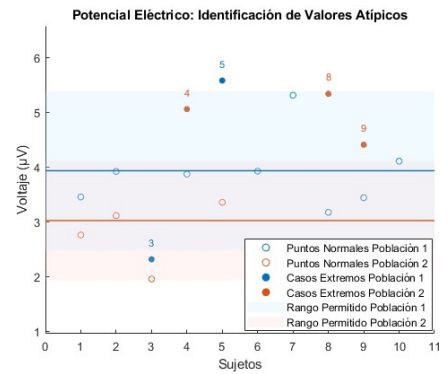
(c) Hombres electrodo rótula medial



(d) Mujeres electrodo rótula medial

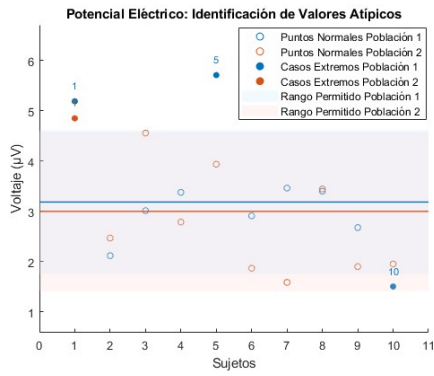


(e) Hombres electrodo rótula lateral

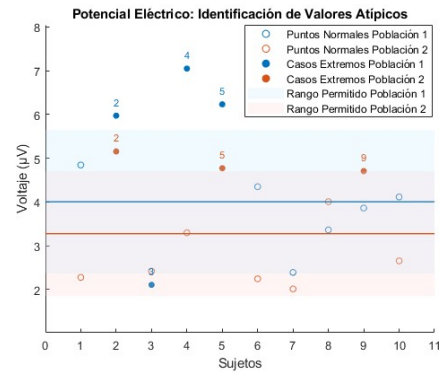


(f) Mujeres electrodo rótula lateral

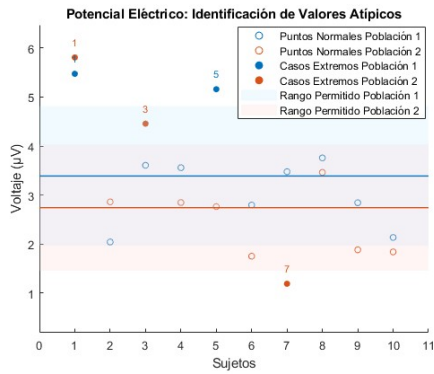
Figura 13: Gráficas del potencial eléctrico por sujeto para la pierna derecha de ambos sexos para los electrodos faltantes.



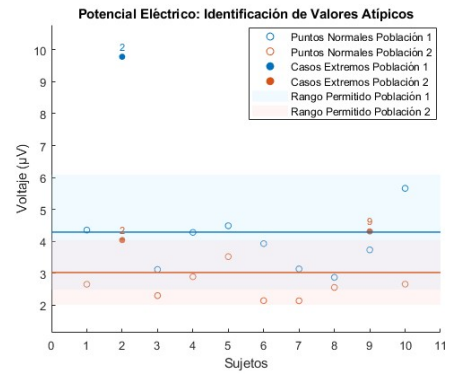
(a) Hombres electrodo medial



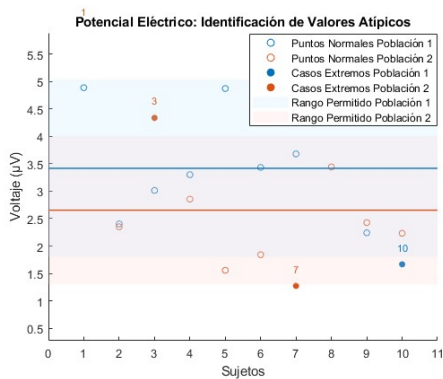
(b) Mujeres electrodo medial



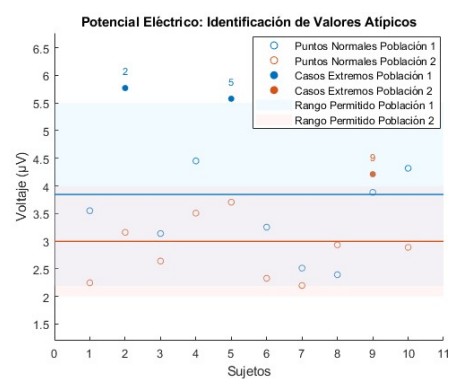
(c) Hombres electrodo rótula medial



(d) Mujeres electrodo rótula medial



(e) Hombres electrodo lateral



(f) Mujeres electrodo lateral

Figura 14: Gráficas del potencial eléctrico por sujeto para la pierna izquierda de ambos sexos para los electrodos faltantes.

Sección H.

Integrantes del proyecto de investigación previo a esta tesis



(a) Erick Ruíz Sanchez



(b) Luis Zepeda Torres

Figura 15: Integrantes del proyecto de investigación previo a esta tesis.

Bibliografía

- [1] MEZA G. ALDRETE J. ESPINOZA R. DÍAZ A. y ROBLES M., *Osteoartrosis: implementación de los algoritmos de diagnóstico y terapéutico vigentes*, En Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social 55:67-75 (2017).
- [2] PRÉVILLE A.-M., LAVIGNE P., BUSCHMANN M.D., HARDIN J., HAN Q., DJERROUD L. y SAVARD P., *Electroarthrography: a novel method to assess articular cartilage and diagnose osteoarthritis by non-invasive measurement of load-induced electrical potentials at the surface of the knee*, En Osteoarthritis and Cartilage 21:1731-1737 (2013).
- [3] BUSCHMANN M. D. y GRODZINSKY A. J., *A Molecular Model of Proteoglycan-Associated Electrostatic Forces in Cartilage Mechanics*, En Journal of Biomechanical Engineering 117:179-192 (1995).
- [4] GARON M., LÉGARÉ A., GUARDO R., SAVARD P. y BUSCHMANN M. D., *Streaming potentials maps are spatially resolved indicators of amplitude, frequency and ionic strength dependant responses of articular cartilage to load*, En Journal of Biomechanics 35:207-216 (2002).
- [5] MAROUDAS A., *Physicochemical properties of cartilage in the light of ion exchange theory*, En Biophysical Journal. 8:575-595 (1968).
- [6] KIM Y., BONASSAR L. J. y GRODZINSKY A. J., *The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression*, En Journal of Biomechanics 28:1055-1066 (1995).
- [7] BUSCHMANN M. D., KIM Y., WONG M., FRANK E., HUNZIKER E. B. y GRODZINSKY A. J., *Stimulation of Aggrecan Synthesis in Cartilage Explants by Cyclic Loading Is Localized to Regions of High Interstitial Fluid Flow*, En Archives of Biochemistry and Biophysics 366:1-7 (1999).
- [8] LÉGARÉ A., GARON M., GUARDO R., SAVARD P. POOLE A.R. y BUSCHMANN M.D., *Detection and analysis of cartilage degeneration by spatially resolved streaming potentials*, En Journal of Orthopaedic Research. 20:819-826 (2002).
- [9] HAN Q., BUSCHMANN M. D. y SAVARD P., *The forward problem of electroarthrography: modeling load-induced electrical potentials at the surface of the knee*, En IEEE Transactions on Biomedical Engineering 61:2020-2027 (2014).
- [10] ZHU L., BUSCHMANN M.D. y SAVARD P., *Mechanical loading of knee articular cartilage induced by muscle contraction can be assessed by measuring electrical potentials at the surface of the knee*, En Journal of Biomechanics 49:338-343 (2016).
- [11] ZHU L., GARON M., QUENNEVILLE É., BUSCHMANN M.D. y SAVARD P., *Decrease of the electrical potentials measured on the surface of the knee and produced by cartilage compression during successive loading cycles*, En Journal of Biomechanics 49:3587-3591 (2016).

- [12] ZHU L., GARON M., QUENNEVILLE É., BUSCHMANN M.D. y SAVARD P., *Electrical potentials measured on the surface of the knee reflect the changes of the contact force in the knee joint produced by postural sway*, En *Gait & Posture* 52:159-164 (2017).
- [13] CHANGOOR A., HOBA M.GARON M., QUENNEVILLE E., GORDON K., BUSCHMANN M. D. SAVARD P. y HURTIG M. B., *Electroarthrography provides a non-invasive streaming potential-based method for detecting natural and trypsin-induced cartilage degeneration in equine fetlock joints*, En *Osteoarthritis and Cartilage* 21:103 (2013).
- [14] CHANGOOR A., GARON M., QUENNEVILLE E., BULL S. B., GORDON K., SAVARD P., BUSCHMANN M. D. y HURTIG M. B., *Non-invasive Electroarthrography Measures Load-Induced Cartilage Streaming Potentials via Electrodes Placed on Skin Surrounding an Articular Joint*, En *Cartilage* 13:375-385 (2021).
- [15] SIND D., BETHANNEY J. J., PRIYANGA R., SINDOORA J., RAMYA R. C. y SHAKTHI R., *Electro arthrography: Recording Electrical Potentials At the Elbow Joint*, En *International Journal of Engineering & Technology*, 7:25-27 (2018).
- [16] RODRIGUEZ M. L. y LI L., *Compression-rate-dependent nonlinear mechanics of normal and impaired porcine knee joints*, En *BMC Musculoskelet Disord*, 18:447 (2017).
- [17] NOVAKOFSKI K. D., POWNDER S., KOFF M., WILLIAMS R. M., POTTER H. G. y FORTIER L. A., *High-Resolution Methods for Diagnosing Cartilage Damage In Vivo*, En *Cartilage* 7:39-51 (2016).
- [18] COLLINS D. P., ELSOURI K. N. y DEMORY BECKLER M., *Osteoarthritis: Can We Do Better?*, En *Cureus* 14(11) (2016).
- [19] DRAKE R. L., WAYNE VOGI A. y MITCHELL A. W. M., *Gray Anatomía para estudiantes*, tercera edición, Elsevier España, (2015).
- [20] SIONKOWSKA A., ADAMIAK K., MUSIAL K. y GADOMSKA M., *Collagen based materials in cosmetic applications: A review*, En *Materials* 13(19), 4217 (2020).
- [21] ROSS M. H. y PAWLINA W., *Histología Texto y Atlas Correlación con biología celular y molecular*, séptima edición, Wolters Kluwer, 2015.
- [22] ABRAMOFF B. y CALDERA F. E., *Osteoarthritis: Pathology, Diagnosis, and Treatment Options*, En *Medical Clinics of North America* 104:293-311 (2020).
- [23] FOSTER N.E., ERIKSSON L., DEVEZA L. y HALL M., *Osteoarthritis year in review 2022: Epidemiology & therapy*, En *Osteoarthritis and Cartilage* 31:876-883 (2023).
- [24] ALLEN K. D., THOMA L. M. y GOLIGHTLY Y. M., *Epidemiology of osteoarthritis*, En *Osteoarthritis and Cartilage* 30:184-195 (2022).
- [25] ESPINOSA R., ALCÁNTAR J., ARCE C. A., CHÁVEZ L. M., ESQUIVEL J. A., GUTIÉRREZ J. J., DE LA LANZA L., MARTÍNEZ J. L., MÉNDEZ C., ROBLES M., SANTILLÁN E., TORRES F., SOSA J. O., ALDRETE J. y ROMERO A., *Reunión multidisciplinaria de expertos para el diagnóstico y tratamiento de la osteoartritis. Actualización basada en evidencias*, En *Colegio de Medicina Interna de México A.C.* 34:443-476 (2018).
- [26] ROOS E. M. y LOHMANDER L. S., *The Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): from joint injury to osteoarthritis*, En *Health and Quality of Life Outcomes* 1:64 (2003).

- [27] VAQUERO J., LONGO U. G., FORRIOL F., MARTINELLI N., VETHENCOURT R. y DENARO V., *Reliability, validity and responsiveness of the Spanish version of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) in patients with chondral lesion of the knee*, En *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 22:104-108 (2012).
- [28] GU W. Y., LAI W. M. y MOW V. C., *Transport of fluid and ions through a porous-permeable charged-hydrated tissue, and streaming potential data on normal bovine articular cartilage*, En *Journal of Biomechanics* 26:709-723 (1993).
- [29] FRANK E. H. y GRODZINSKY A. J., *Cartilage electromechanics—II. Electrokinetic transduction and the effects of electrolyte pH and ionic strength*, En *Journal of Biomechanics* 20:615-627 (1987).
- [30] PEDROZA A., FRAGUELA A., CHAVIRA E. y DURÁN R., *Introducción al Bioelectromagnetismo y Bioseñales*, primera edición, Corinter, (2015).
- [31] NORTHROP R. B., *Noninvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis*, primera edición, CRC Press, (2001).
- [32] ANTONIOU A., *Digital Signal Processing: Signals, Systems, and Filters*, única edición, McGraw Hill Professional, (2005).
- [33] PROAKIS J. G. y MANOLAKIS D. G., *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms & Applications*, tercera edición, Prentice-Hall, (1996).
- [34] SALIH S. M., *Fourier Transform – Signal Processing*, única edición, InTech, (2012).
- [35] FAULKENBERRY L. M., *Introducción a los amplificadores operacionales: con aplicaciones a CI lineales*, única edición, Limusa, (1992).
- [36] MENDENHALL W., BEAVER J. R. y BEAVER M. B., *Introducción a la probabilidad y estadística*, décima tercera edición, Cengage Learning, (2010).
- [37] COLES S., *An introduction to statistical modeling of extreme values*, única edición, Springer-Verlag, (2001).
- [38] EMBRECHTS P., KLÜPPELBERG C. y MIKOSCH T., *Modelling Extremal Events for Insurance and Finance*, única edición, Springer-Verlag, (1997).
- [39] GIBBONS J. D. y CHAKRABORTI S., *Nonparametric Statistical Inference*, quinta edición, CRC Press, (2011).
- [40] CORDER G. W. y FOREMAN D. I., *Nonparametric Statistics: A Step-by-Step Approach*, segunda edición, Wiley, (2014).