

EXTRACCIÓN DE LAS OSCILACIONES DEL TORQUE ISOMÉTRICO DEL
CUÁDRICEPS MEDIANTE EL PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

STEPHANIE ROSARIO BADILLO HERNÁNDEZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA
BUCARAMANGA
2022

EXTRACCIÓN DE LAS OSCILACIONES DEL TORQUE ISOMÉTRICO DEL
CUÁDRICEPS MEDIANTE EL PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES

STEPHANIE ROSARIO BADILLO HERNÁNDEZ

Trabajo de Grado para optar al título de
Físico

Director

David Alejandro Miranda Mercado

Doctor en Ciencias, Química

Codirectora

María Solange

Magíster en Ciencias Biomédicas

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA

BUCARAMANGA

2022

A todos aquellos que depositaron su confianza en mi.

Orgullosamente UIS

AGRADECIMIENTOS

Quisiera comenzar agradeciendo de forma personal y con todo mi corazón a mi familia: madre, padre y hermanos; quienes han apoyado y creído en mi sueño de ser científica. Este sueño empezó desde muy niña y poco a poco se fue transformó en el anhelo de conocer, comprender y aportar al mundo mis capacidades y habilidades intelectuales y humana; para así decir que ejerzo una profesión como Física.

A mis amigos, con quienes he atravesado diferentes aventuras en la academia y en lo personal, los mencionare aquí de forma humilde como modo de conmemorar todos esos momentos gratificantes: Nicolás, Angie, Jhon, Kevin, Julian, Geraldine, Hanssel, Marly, último pero no menos importante a mi pareja Romario y su familia por todos sus consejos y su apoyo incondicional.

Agradecer con un gran cariño a mi director, el profesor David Miranda, que desde inicios hasta la culminación de mi carrera generó en mi admiración por su trabajo, por su persona y dedicación tanto en el área pedagógica como investigativa y junto con el profesor Carlos Nieto, en mantener la duda de hacia donde vamos con lo que hacemos y como podemos ayudar a la sociedad desde nuestros saberes. Agradezco a mi codirectora, la profesora Maria Solange por aceptarme como su pupila, por compartirme sus conocimientos y corregir desde el amor, de igual forma a la profe Diana por ser parte fundamental en el desarrollo de este proyecto al suministrar los datos que hicieron posible esta investigación.

Me gustaría agradecerle a mis abuelos tanto paternos y maternos que no pueden acompañarme en estos momentos, que me hacen falta, pero que recuerdo con nostalgia sus enseñanzas y lo orgullosos que estaban siempre con cada pequeño paso que daba. A mi tío Walter, por hacerme amar las matemáticas, enseñármelas desde que tengo memoria e indagar conmigo cada pregunta ridícula.^{ei}intentar saciar mi

curiosidad; a ti, te recordaré siempre.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	17
1. GENERALIDADES	22
1.1. MORFOFISIOLOGÍA BÁSICA DE LOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS	22
1.1.1. TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES	22
1.1.2. INERVACIÓN DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO	23
1.1.3. RECLUTAMIENTO DE FIBRAS MUSCULARES	24
1.2. DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA Y DESEMPEÑO MUSCULAR	25
1.3. TORQUE ISOCINÉTICO E ISOMÉTRICO	26
1.4. TRATAMIENTO DE SEÑALES	27
1.4.1. TEOREMA DE MUESTREO	27
1.4.2. FILTRO BUTTERWORTH	27
1.5. TEOREMA DE BOLZANO	28
1.5.1. ANÁLISIS POR GRÁFICOS DE VIOLÍN	29
1.6. PRUEBA DE WILCOXON-MANN-WHITNEY	31
2. MÉTODOS Y MATERIALES	33
2.1. POBLACIÓN DE ESTUDIO	33
2.2. CRONOLOGÍA DEL ALMACENAMIENTO DE LOS DATOS	33
2.3. PROTOCOLO DE PRUEBA ISOMÉTRICA	34
2.4. PROTOCOLO DE LESIÓN MUSCULAR A TRAVÉS DE EJERCICIO EX-CÉNTRICO	35
2.5. OBTENCIÓN DE CONTRACCIONES ISOMÉTRICAS A PARTIR DE LA LIBRERÍA DINAMOPY	36
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	39
3.1. DISEÑO DEL FILTRO BUTTERWORTH	39

3.1.1. PREPROCESAMIENTO DE LOS DATOS	39
3.1.2. CARACTERÍSTICAS DEL FILTRO	39
3.1.3. VERIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL FILTRO	41
3.2. OBTENCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE AMPLITUD Y SEPARACIÓN DE MÁXIMOS	44
3.2.1. MÉTODO DE BOLZANO-INTERPOLACIÓN LINEAL DISCRETO PARA LA EXTRACCIÓN DE LOS CRUCES EN CERO	44
3.3. DESCRIPCIÓN DEL PARÁMETRO:TIEMPO DE OSCILACIÓN DE LA SEÑAL	47
4. CONCLUSIONES	51
ANEXOS	53
BIBLIOGRAFÍA	65

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Teorema de Bolzano	29
Figura 2. Gráfica de la configuración de un diagrama de violín con varias categorías	30
Figura 3. Cronología con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular.	34
Figura 4. Configuración del Torque aplicado por el dinamómetro y del aplicado por el músculo. Foto de autoría propia.	35
Figura 5. Visualización de las contracciones isométricas válidas de un procedimiento a partir de DinamoPy. Se puede observar cuatro gráficas que corresponden a las curvas de torque Vs Tiempo de las contracciones válidas del procedimiento de un participante.	37
Figura 6. Ejemplo de la asignación del nombre a los archivos digitales	38
Figura 7. Gráfica del filtrado de la tercera contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.	41
Figura 8. Gráfico de verificación de la oscilación principal para una función escalón unitario.	42
Figura 9. Gráfico de verificación de las oscilaciones. La señal del escalón unitario con oscilación de una frecuencia de 7 [Hz], y el filtrado de la señal roja se ve representado en color azul.	43
Figura 10. Gráfico de los picos de la señal filtrada. Quinto participante, pierna derecha con lesión muscular inducida y tercera contracción.	46

- Figura 11. Gráfico de violín para el parámetro de la distancia de los cruces de cero de la señal filtrada para el participante *person1be-Isom-right*, a partir de un comparativo de las gráficas de violín con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular. 48
- Figura 12. Gráfico de violín para el parámetro de tiempo de oscilación [ms] de la señal filtrada , a partir de un comparativo de las gráficas de violín con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular de los participantes *person1be-right*, *person2di-right*, *person3ga-right* y *person4h-left*. 49
- Figura 13. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del primer participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 53
- Figura 14. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del primer participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 53
- Figura 15. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del segundo participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 54
- Figura 16. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del segundo participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 54

- Figura 17. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del tercer participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 55
- Figura 18. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del tercer participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 55
- Figura 19. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna izquierda antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 56
- Figura 20. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna izquierda después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 56
- Figura 21. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 57
- Figura 22. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 57

- Figura 23. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna izquierda antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 58
- Figura 24. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna izquierda después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 58
- Figura 25. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 59
- Figura 26. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo. 59
- Figura 27. Gráfico de verificación de las oscilaciones. La señal del escalón unitario con oscilación de una frecuencia de 6 [Hz], y el filtrado de la señal roja se ve representado en color azul. 63
- Figura 28. Gráfico de verificación de las oscilaciones. La señal del escalón unitario con oscilación de una frecuencia de 8 [Hz], y el filtrado de la señal roja se ve representado en color azul. 64

Figura 29. Gráfico de violín para el parámetro de tiempo de oscilación [ms] de la señal filtrada , a partir de un comparativo de las gráficas de violín con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular de los participantes person4ho-right, person5na-left, person5na-right.

64

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Lista de parámetros.	38
Tabla 2. Descripción de las especificaciones del filtro Butterworth	40
Tabla 3. Prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney para el parámetro de tiempo de oscilación para las categorías con y sin lesión muscular inducida.	50
Tabla 4. Datos del tiempo de oscilación [ms] de la contracción C1 y C4 sin lesión y con lesión muscular inducida, respectivamente; del participante person1be-Isom-right.	63

LISTA DE ANEXOS

	pág.
1.	
Algoritmo MBILD : Para encontrar los valores donde $f(x)=0$ siendo f una función discreta en el intervalo $[a,b]$, donde $f(a)$ y $f(b)$ tienen signo opuestos	45
Anexo A. Gráficos del filtrado de la señal de la primera y última contracción para cada participante	53
Anexo B. Tablas de los tiempos de oscilación de las contracciones C1 (sin lesión) Y C4 (con lesión) para cada participante.	59
Anexo C. Gráficas de verificación de la calidad del filtro	63
Anexo D. Gráfica de descripción del parámetro tiempo de oscilación de la señal	64

RESUMEN

TÍTULO: EXTRACCIÓN DE LAS OSCILACIONES DEL TORQUE ISOMÉTRICO DEL CUÁDRICEPS MEDIANTE EL PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES. *

AUTOR: STEPHANIE ROSARIO BADILLO HERNÁNDEZ **

PALABRAS CLAVE: RECLUTAMIENTO DE UNIDADES MOTORAS, FIBRAS MUSCULARES, TORQUE ISOMÉTRICO, LESIÓN MUSCULAR, PROCESAMIENTO DIGITAL DE SEÑALES.

DESCRIPCIÓN:

En este trabajo se implementaron técnicas computacionales de análisis de datos y de procesamiento digital de señales del torque isométrico, se extrajeron los parámetros o también denominados biomarcadores que ayudan en la discriminación de una lesión muscular. Se diseñaron diferentes tipos de filtros a partir del procesamiento digital de señales y se obtuvieron las oscilaciones de la señal a partir del diseño de un filtro Butterworth pasa alta con una frecuencia de 7 [Hz] y detectar la activación de las fibras musculares; así mismo se presentó un nuevo biomarcador denominado tiempo de oscilación de la señal, a partir de la implementación de un nuevo algoritmo diseñado en el lenguaje de Python usando el teorema de Bolzano, este nuevo algoritmo nombrado como método de Bolzano-Interpolación lineal discreto. Se realizó un análisis estadístico del biomarcador que permitió establecer el estado del músculo después del post-ejercicio para los datos de los participantes.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ciencias. Escuela de Física. Director: David Alejandro Miranda Mercado; Doctor en Ciencias, Química. Facultad de Salud. Escuela de Fisioterapia. Codirectoras: Maria Solange Patiño Segura; Maestría en Ciencias Biomédicas. Diana Carolina Delgado Díaz; Doctora en Ciencias del Ejercicio, Fisiología aplicada.

ABSTRACT

TITLE: EXTRACTION OF QUADRICEPS ISOMETRIC TORQUE OSCILLATIONS BY DIGITAL SIGNAL PROCESSING. *

AUTHOR: STEPHANIE ROSARIO BADILLO HERNÁNDEZ **

KEYWORDS: RECRUITMENT OF MOTOR UNITS, MUSCLE FIBERS, ISOMETRIC TORQUE, MUSCLE INJURY, DIGITAL SIGNAL PROCESSING.

DESCRIPTION:

In this work, computational techniques of data analysis and digital signal processing were implemented to isometric torque, the parameters or also called biomarkers that help in the discrimination of a muscle injury were extracted. Different types of filters were designed from digital signal processing and signal oscillations were obtained from the design of a high-pass Butterworth filter with a frequency of 7 [Hz] and it detects muscle fiber activation; Likewise, a new biomarker called signal oscillation time was presented, based on the implementation of a new algorithm designed in the Python language using Bolzano's theorem, this new algorithm named Bolzano-Discrete Linear Interpolation method. Statistical analysis of biomarker achieved post-exercise muscle status was performed for participant data.

* Bachelor Thesis

** Facultad de Ciencias. Escuela de Física. Director: David Alejandro Miranda Mercado; Doctor en Ciencias, Química. Facultad de Salud. Escuela de Fisioterapia. Codirectora: Maria Solange Patiño Segura; Magíster en Ciencias Biomédicas.

INTRODUCCIÓN

Las enfermedades neuromusculares son consideradas como un grupo complejo de diferentes síndromes o trastornos que afectan de forma directa el sistema nervioso periférico y la unión neuromuscular¹. Estas patologías neuromusculares pueden ser de origen genético o adquiridos, progresivas y multisistémicas², expresándose como problemas sensoriales, motores, respiratorios, cognitivos, cardiacos y problemas de deglución;³ comprometiendo la contracción muscular, lo que conlleva debilidad muscular, fatiga, dolor y limitación funcional⁴.

La atrofia muscular espinal hace parte del conjunto de enfermedades neuromusculares y se caracteriza por la debilidad muscular progresiva de forma hereditaria, la tasa de prevalencia es de 2 de cada 100.000 personas para ambos sexos, siendo la segunda causa más probable de mortalidad⁵. La Distrofia Muscular de Duchenne (DMD) y la Distrofia Muscular de Becker (DMB) son otro ejemplo de enfermedades neuromusculares, estas aparecen de forma frecuente en la infancia, la DMD tiende a ser más degenerativa debido a que puede interferir con las funciones vitales del cuerpo y su aparición se da a muy temprana edad, con una tasa de incidencia preo-

¹ P. Mary, L. Servais y R. Vialle: *Neuromuscular diseases: Diagnosis and management*. En: *Orthopaedics Traumatology: Surgery Research* 104 (1 feb. de 2018), S89-S95. DOI: 10.1016/J.OTSR.2017.04.019

² Claudia Castiglioni, Javiera Jofré y Bernardita Suárez: *Enfermedades neuromusculares. Epidemiología y políticas de salud en Chile*. En: *Revista Médica Clínica Las Condes* 29 (6 nov. de 2018), págs. 594-598. DOI: 10.1016/J.RMCLC.2018.09.003

³ C. Martínez Carrasco y col.: *Enfermedad neuromuscular: evaluación clínica y seguimiento desde el punto de vista neumológico*. En: *Anales de Pediatría* 81 (4 oct. de 2014), 258.e1-258.e17. DOI: 10.1016/J.ANPEDI.2014.02.024

⁴ *Hereditary neuromuscular diseases*. En: *European Journal of Radiology* 40 (3 dic. de 2001), págs. 184-197. DOI: 10.1016/S0720-048X(01)00399-0

⁵ Jaydeep M. Bhatt: *The Epidemiology of Neuromuscular Diseases*. En: *Neurologic Clinics* 34 (4 nov. de 2016), págs. 999-1021. DOI: 10.1016/J.NCL.2016.06.017

cupante de 1 de cada 3500 recién nacidos masculinos ⁶; los niños que sufren de DMB tienen una esperanza de vida más longeva que aquellos que sufren de DMD, debido a que la enfermedad se demora más en aparecer y el daño progresivo es más lento ⁷.

Las enfermedades neuromusculares alteran la calidad de vida de las personas sin importar la raza, etnia o cultura; constituyéndose en un problema de salud pública a nivel mundial, debido a las limitaciones en la interacción y participación en el entorno social, familiar y laboral. Desde la aparición del COVID-19 a finales del 2019, los pacientes con enfermedades neuromusculares, oncológicos e inmunodeprimidos corren de mayor riesgo de sufrir complicaciones graves por SARS-CoV-2 ⁸; en tanto que las personas que no padecen una enfermedad neuromuscular y que han sido infectados por COVID-19 han manifestado debilidad muscular, fatiga y dolor. ⁹.

En Colombia, se busca generar mayor sensibilización a pacientes, investigadores y profesionales de la salud con el objetivo de promover el estudio para el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades neuromusculares, un manejo multidisciplinario en el diagnóstico temprano de la enfermedad contribuye a una pronta rehabilitación del paciente, retardando la progresión y prologando la esperanza de vida de las personas afectadas ¹⁰. Existen pocos artículos publicados de estudios epidemio-

⁶ Andrea Cecilia Eslava Otálora: *Registro de pacientes con distrofinopatías en Colombia*. En: (ago. de 2016). DOI: https://doi.org/10.48713/10336_12351

⁷ *Consenso colombiano para el seguimiento de pacientes con Distrofia muscular de Duchenne*. En: *Pediatría* (3 ene. de 2020), págs. 75-84. DOI: 10.14295/p.v52i3.153

⁸ Costamagna. Gianluca Abati. Elena Bresolin. Nereo Comi. Giacomo Pietro Corti. Stefania: *Management of patients with neuromuscular disorders at the time of the SARS-CoV-2 pandemic*. En: *Journal of Neurology* (mayo de 2021). DOI: 10.1007/S00415-020-10149-2/TABLES/3

⁹ Amanda C. Guidon y Anthony A. Amato: *COVID-19 and neuromuscular disorders*. En: *Neurology* 94 (22 jun. de 2020), págs. 959-969. DOI: 10.1212/wnl.0000000000009566

¹⁰ *ibíd.*

lógicos que conciernen alguna enfermedad neuromuscular, dentro de los estudios encontrados se estima que el 56 % sufren de Distrofia Muscular de Duchenne y el 12,12 % sufren de Distrofia Muscular de Becker de una muestra de 99 pacientes, donde el 31,3 % no fue posible identificar la enfermedad ¹¹; conocer estos datos genera interés en buscar nuevos métodos que ayuden en el diagnóstico temprano de las enfermedades neuromusculares.

En el escenario clínico, para el diagnóstico del compromiso muscular se han utilizado diferentes pruebas como la electromiografía, la dosificación de enzimas, la biopsia muscular y test genéticos ¹². Al comprender los patrones de la señal de activación de la unidad motora, y su funcionamiento normal se hace posible generar un diagnóstico sobre los cambios en la fuerza muscular, derivados de las patologías del músculo y de la unión neuromuscular. Una de las técnicas usadas en la obtención de información sobre las características fisiológicas y morfológicas del músculo activo y sus conexiones neuronales es la electromiografía; permite la interpretación y comprensión de la fisiología neuromuscular, aplicando diversos métodos de procesamiento de señales digitales ¹³.

Las desventajas que presenta la técnica de electromiografía superficial e intramuscular en comparación con la dinamometría, es que la señal obtenida dependerá de las propiedades del electrodo, interacción con la piel, características del tejido, interferencia fisiológica, entre otros. La electromiografía intramuscular supone diversos riesgos porque es una técnica invasiva (se inserta una aguja en el músculo), que

¹¹ Eslava Otálora 2016

¹² Corrado Angelini: *Acquired Neuromuscular Disorders: Pathogenesis, Diagnosis and Treatment*. En: *Acquired Neuromuscular Disorders: Pathogenesis, Diagnosis and Treatment* (ene. de 2016), págs. 1-288. DOI: 10.1007/978-3-319-29514-5

¹³ J. Stefan Karlsson y col.: *Signal processing of the surface electromyogram to gain insight into neuromuscular physiology*. En: *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences* 367 (1887 ene. de 2009), págs. 337-356. DOI: 10.1098/RSTA.2008.0214

puede ocasionar dolor en el músculo, generación de hematomas y un factor de riesgo elevado para pacientes que reciben tratamientos de anticoagulación debido a un posible sangrado dentro del músculo ¹⁴.

Los avances tecnológicos en los equipos de dinamometría isocinética e isométrica y la incorporación de nuevas variables fuera de las tradicionalmente usadas para la medición del desempeño muscular, traen consigo diversas necesidades, por ejemplo, el estudio y análisis de las oscilaciones musculares de señales de dinamometría isométrica derivadas de la activación de las unidades motoras, mediante el uso de técnicas computacionales avanzadas y procesamiento digital de señales para determinar el compromiso muscular; siendo estas áreas objeto de investigación en todo el mundo. En la Universidad Industrial de Santander, los grupos de investigación: Ciencias de Materiales Biológicos y Semiconductores (CIMBIOS) y el Grupo de Estudio del Dolor (GED) desempeñan un papel fundamental y multidisciplinar en el estudio de la Dinamometría, aplicación de la física al movimiento corporal humano con la ciencia de datos para un gran volumen de datos.

En este proyecto de investigación se buscó implementar técnicas computacionales de análisis de datos y de procesamiento digital de señales a datos de dinamometría isométrica (torque) y extraer los parámetros que discriminen cuando el músculo se encuentra lesionado. Teniendo en cuenta que el dinamómetro es considerado como un equipo de medición óptimo para evaluar la fuerza muscular ¹⁵, y usualmente se procesan cuantitativamente los datos de la capacidad muscular, para interpretar sus resultados con base en los conceptos biomecánicos, donde uno de los parámetros físicos más usados para establecer una evaluación del desempeño muscular es el

¹⁴ MD. Turley Ray BSN MSN Shelat Amit: *Health Library. ¿Qué es una electromiografía?* 2018. <https://myhealth.ucsd.edu/Spanish/TestsProcedures/Neurological/>

¹⁵ Diana Natalia Andrea Botia Valderrama: *Caracterización clínica y funcional de los pacientes con enfermedad de Pompe en Colombia.* <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/56962>

torque máximo ¹⁶. Por lo tanto, se formularon las siguientes preguntas de investigación: ¿Cómo se pueden extraer las oscilaciones de la señal torque isométrico sin la línea base?, a partir del estudio de la extracción de la señal de torque isométrico, ¿Cómo se pueden diferenciar las oscilaciones del cuádriceps con lesión y sin lesión? .

Para dar respuesta a dichas preguntas de investigación, se realizó un estudio retrospectivo de las bases de datos del laboratorio de dinamometría de la Escuela de Fisioterapia UIS ¹⁷, se revisó la metodología y el diseño experimental de los datos obtenidos, se utilizó un método de extracción y ajuste para extraer las oscilaciones de la señal de torque isométrico a partir del procesamiento digital de señales y se determinó las relaciones y disidencias de los parámetros de la señal de torque isométrico de personas con y sin lesión muscular inducida.

Este proyecto de investigación se compone de cuatro (4) secciones: la primera incluye las generalidades, corresponde a la descripción de los conceptos necesarios para fundamentar el desarrollo de este trabajo ; la segunda, métodos y materiales que se emplearon en el proyecto; en la tercera sección se presenta los resultados y discusión; por último se encuentra las conclusiones finales del proyecto de investigación.

¹⁶ GM Amaral y col.: *Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables*. En: *SciELO Brasil* (). DOI: <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>

¹⁷ Matthew C Kostek Diana C Delgado-Diaz y col.: *Therapeutic Ultrasound Affects IGF-1 Splice Variant Expression in Human Skeletal Muscle*. En: (2011). DOI: [10.1177/0363546511414857](https://doi.org/10.1177/0363546511414857)

1. GENERALIDADES

1.1. MORFOFISIOLOGÍA BÁSICA DE LOS MÚSCULOS ESQUELÉTICOS

Los músculos esqueléticos son un tipo de músculo estriado, que se encuentran unidos de forma directa o indirecta al esqueleto, cartílago, ligamentos o en combinaciones de estas estructuras. Por medio de la contracción muscular, el sistema motor humano se encarga de planificar, coordinar y realizar diversas actividades funcionales¹⁸. Las células del músculo esquelético tienen la capacidad de responder a diversos estímulos y mecanismos reguladores provenientes de las señales nerviosas^{19 20}. Estas células se denominan fibras musculares, las cuales son largas, cilíndricas, multinucleadas, se encuentran ubicadas de forma paralela y son consideradas la unidad funcional y estructural del músculo. Cada fibra contiene un conjunto de miofibrillas que están compuestas por dos tipos de miofilamentos, los delgados y gruesos, que trabajan en el deslizamiento y contracción de las fibras musculares y se encuentran contenidos en el sarcoplasma, envueltos por la membrana plasmática llamada sarcolema²¹.

1.1.1. TIPOS DE FIBRAS MUSCULARES Las fibras musculares se pueden clasificar por diferentes características: metabólicas, moleculares, funcionales, velocidades de contracción²², entre otros. A continuación se muestra dicha clasificación:

¹⁸ Keith Moore: *Anatomía Con Orientación Clínica*. 2003. https://www.academia.edu/19566839/Moore_Anatomia_con_orientacion_clinica_7a_edicion

¹⁹ ibíd.

²⁰ Leire Erro Vicente: *Comparación de las curvas de reclutamiento de unidades motoras extraídas con M-waves monopares y bipolares*. 2014

²¹ Patton KT Thibodeau GA: *Anatomía y fisiología*. 2013

²² ibíd.

- **Fibras Tipo I:** Son fibras de contracción lenta debido a sus miofilamentos gruesos que se activan cuando se requieren contracciones mantenidas, es decir, permiten realizar esfuerzos de larga duración sin fatigarse.
- **Fibras Tipo II:** Son fibras de contracción rápida, adecuadas para generar contracciones con alta velocidad y fuerza, que se mantienen por un periodo de tiempo corto. Estas fibras se subdividen en:
 - Fibras tipo IIA: Generan una tensión menor y son más resistentes a la fatiga que las fibras Tipo IIB.
 - Fibras tipo IIB: Generan una duración de la contracción corta y no son muy resistentes a la fatiga.

Cada músculo está conformado por una mezcla de ambos tipos de fibras mencionadas anteriormente, estas se encuentran en diferentes proporciones y se activan dependiendo del tipo de contracción muscular que se genere ²³.

1.1.2. INERVACIÓN DEL MÚSCULO ESQUELÉTICO El conjunto de las fibras musculares esqueléticas inervado por una motoneurona se denomina unidad motora. El estímulo que recibe cada fibra muscular proviene de las motoneuronas α (neuronas cuyo neurotransmisor es la acetilcolina) cuyo soma está en el asta de la médula espinal ²⁴.

Existen 3 tipos de unidades motoras:

- **Unidades motoras tipo I:** Están formadas solamente por fibras musculares tipo I, esto implica que la respuesta a estímulos es lenta y tiene un umbral de excitación bajo pero son muy resistentes a la fatiga.

²³ Thibodeau GA 2013

²⁴ Aylen Lisset Jaimes Mogollón y PhD Cristhian Manuel Durán Acevedo: *Design of a surface electromyographic register to quantify motor units in the foot drop disease*. En: (2010). DOI: 10.13140/2.1.1.2450.5605

- **Unidades motoras tipo IIA:** Están formadas por fibras musculares tipo IIA, lo que implica que se tiene una velocidad de contracción rápida, produce una fuerza moderada y son moderadamente resistentes a la fatiga.
- **Unidades motoras tipo IIB:** Están formadas solamente por fibras musculares tipo IIB, generan una contracción rápida pero no tienen buena resistencia a la fatiga.

El tamaño del músculo y la precisión de los movimientos dependen de la cantidad de fibras musculares que son estimuladas por la unidad motora, quiere decir que, existe una relación inversamente proporcional entre la cantidad de fibras que son estimuladas por la unidad motora y la precisión al realizar un movimiento, en otras palabras, entre mayor cantidad de fibras estimuladas por la unidad motora menos precisos serán los movimientos ²⁵.

1.1.3. RECLUTAMIENTO DE FIBRAS MUSCULARES El reclutamiento de unidades motoras es uno de los factores que influyen en el grado de fuerza del músculo, la magnitud de esta fuerza depende principalmente de la cantidad de fibras musculares que se contraen simultáneamente; el músculo esta compuesto por diversos tipos de unidades motoras lo que genera contracciones escalonadas de fuerza y duración, este fenómeno es controlado por el sistema nervioso y se ve afectado por el número de fibras que se activen al tiempo como también de la intensidad y frecuencia de la estimulación ²⁶.

El reclutamiento no se realiza de forma desorganizada o aleatoria, al contrario, tiene una secuencia estandarizada, la cual es conocida como *El principio del tamaño (Henneman)*, este principio menciona que las unidades motoras que se reclutan primero son aquellas sensibles y de menor tamaño, a medida que la intensidad

²⁵ Thibodeau GA 2013

²⁶ Vicente 2014

aumenta y se supere el umbral de la unidad motora se van a ir reclutando las que tienen mayor tamaño hasta que se llega al nivel máximo de contracción pero no significa que se activen todas las fibras musculares al tiempo, por ejemplo, sí la intensidad del ejercicio aumenta se activan las fibras IIA, y si el ejercicio necesita una fuerza máxima se activan las fibras IIB ^{27 28}.

1.2. DINAMOMETRÍA ISOCINÉTICA Y DESEMPEÑO MUSCULAR

Un dinamómetro isocinético es un instrumento que permite cuantificar la fuerza muscular, torque máximo, tiempos de aceleración y desaceleración en medio de condiciones dinámicas; en el cual la velocidad de la extremidad permanece constante alrededor de la articulación ²⁹. Las mediciones por medio del dinamómetro isocinético son medidas confiables y objetivas, se considera como la prueba de oro para la evaluación del desempeño muscular, así como también la detección de la función muscular ³⁰. El desempeño muscular, puede considerarse como la capacidad que tiene uno o un conjunto de músculos para generar, producir y mantener fuerza máxima, en el cual, la máxima tensión generada por un músculo en una contracción dinámica ya sea concéntrica (se genera cuando el músculo se acorta durante el movimiento) o excéntrica (cuando el músculo que se está contrayendo se alarga) o una contracción isométrica (el músculo hace tracción con fuerza contra una resistencia, pero no hay movimiento articular y la longitud del músculo no cambia) es lo que se denomina fuerza muscular ³¹. La dinamometría isocinética hace posible

²⁷ Thibodeau GA 2013

²⁸ Vicente 2014

²⁹ D A Brodie V Baltzopoulos: *Isokinetic dynamometry. Applications and limitations*. En: *Sport Med* (1989). DOI: 10.2165/00007256-198908020-00003

³⁰ Juliana M. Ocarino Paula L. P. Silva Thales R. de Souza Sérgio T. Fonseca Giovanna M. Amaral Hellen V. R. Marinho: *Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables*. En: *Braz J Phys Ther.* (2014), págs. 521-529. DOI: <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>

³¹ ibíd.

medir la contracción de forma isométrica, isotónica (una fuerza ejercida se logra un cambio en la longitud del músculo.) o isocinética (produce una contracción máxima del músculo, a velocidad constante) ³².

1.3. TORQUE ISOCINÉTICO E ISOMÉTRICO

El torque es la variable que se cuantifica por medio de las contracciones musculares in vivo ³³, a partir de la curva de torque se puede calcular: el trabajo muscular debido a que se define como el producto de la fuerza por el desplazamiento y la potencia muscular se define como la razón del trabajo realizado en un tiempo específico ³⁴.

La máxima fuerza muscular voluntaria alcanzada en medio de una contracción isométrica o isotónica es conocida como el torque máximo, este torque máximo es inversamente proporcional a la velocidad del movimiento en una contracción dinámica ³⁵.

El torque isocinético es la respuesta al efecto rotacional de la fuerza generada por un grupo muscular durante contracciones excéntricas o concéntricas, en relación a un brazo articulado y para el caso del torque isométrico, hace referencia a la tensión generada por grupos musculares en relación a una parte del cuerpo articulada y es posible poder conocer el torque máximo mientras se estimula al músculo a una tensión sin producir algún cambio en la longitud del músculo ³⁶.

³² Thibodeau GA 2013

³³ V Baltzopoulos 1989

³⁴ Duane Knudson: *Fundamentals of Biomechanics*. Springer US, 2007. DOI: 10.1007/978-0-387-49312-1

³⁵ Giovanna M. Amaral 2014

³⁶ Knudson 2007

1.4. TRATAMIENTO DE SEÑALES

1.4.1. TEOREMA DE MUESTREO La importancia del teorema de muestreo constituye en ese puente entre las señales continuas y discretas, debido a que una señal continua se puede reconstruir de forma exacta a partir de muestras de esa señal, el cual, los puntos de la muestra se encuentran igualmente espaciados en el tiempo, donde esa señal continua puede verse representada en una señal discreta; para realizar el proceso de reconstrucción de la señal es necesario identificar las condiciones en las cuales una señal continua puede ser reconstruida a partir de las muestras³⁷. Existe un número infinito de señales que pueden producir un conjunto de muestras, es decir, no se puede esperar que una señal puede ser determinada de forma unívoca por ese conjunto de muestras que se encuentran equidistantemente espaciados.

1.4.2. FILTRO BUTTERWORTH Un filtro Butterworth es diseñado para producir una respuesta plana en la señal de salida hasta la frecuencia de corte, también es conocido como un filtro de magnitud máximamente plana. Hay tres consideraciones al diseñar un circuito de filtro:

- En la respuesta de la banda de paso, esta debería ser lo más plana posible.
- La transición entre la banda de paso a la banda de detención debe ser lenta.
- Disminución en las distorsiones de la banda de paso.

La respuesta de amplitud del filtro de Butterworth enésimo orden se da de la siguiente manera:

$$T = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{\sqrt{\left(1 + \frac{f}{f_c}\right)^{2n}}} \quad (1)$$

³⁷ Alan V. Oppenheim. Alan S. Willsky: *Señales y sistemas*. second. Vol. Segunda edición. Pearson, 2007

Donde n hace referencia al número de polos en el circuito. A medida que el valor de los polos aumenta la planitud de la respuesta del filtro también aumenta.

f = frecuencia de funcionamiento del circuito y f_c = frecuencia de corte del circuito.

Al aumentar el orden superior de un filtro, genera mayores aproximaciones al comportamiento de un filtro ideal, lo que conlleva a aumentar la complejidad del filtro.

1.5. TEOREMA DE BOLZANO

El Teorema de Bolzano es un caso particular del Teorema del valor intermedio, el cual establece, si se tiene una función $f(x)$, continua y derivable en un intervalo cerrado $[x_1, x_2]$ y se cumple que si $f(x_1)$ y $f(x_2)$ son de distinto signo, existe, al menos, un punto x_3 perteneciente a este intervalo (x_1, x_2) para el que $f(x_3) = 0$, como se evidencia de una manera más clara en la figura 1.

$$f(a) * f(b) < 0 \tag{2}$$

osea que, $f(a) < 0$ y $f(b) > 0$ o $f(a) > 0$ y $f(b) < 0$.

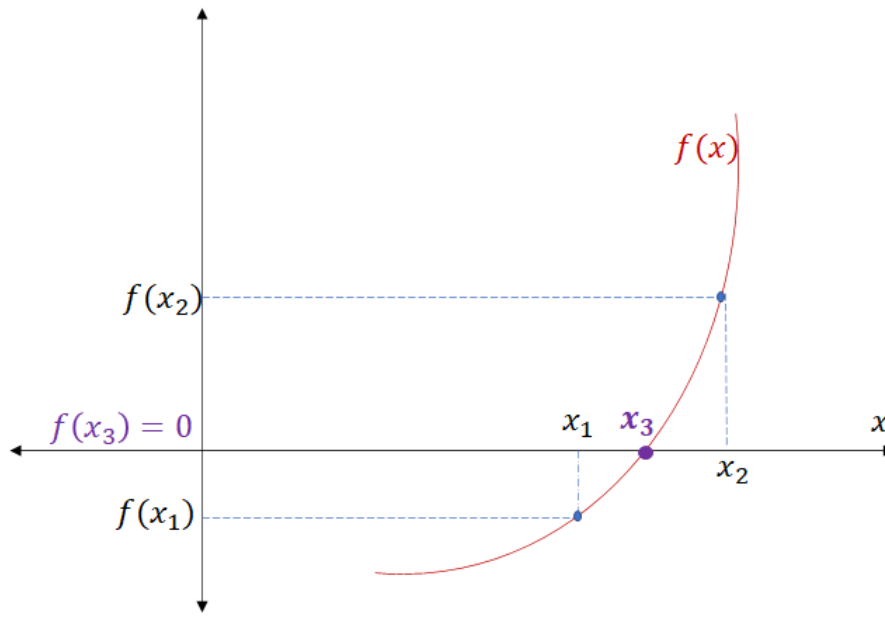


Figura 1. Teorema de Bolzano

1.5.1. ANÁLISIS POR GRÁFICOS DE VIOLÍN Los gráficos de violín son diagramas que se utilizan para poder observar la distribución y densidad de probabilidad de datos cuantitativos de diferentes variables; aunque son similares a los diagramas de caja y bigotes, en un diagrama de bigotes no es posible visualizar la distribución de los valores en comparación con los diagramas de violín.

Configuración de un gráfico de violín

Participante person5na-left

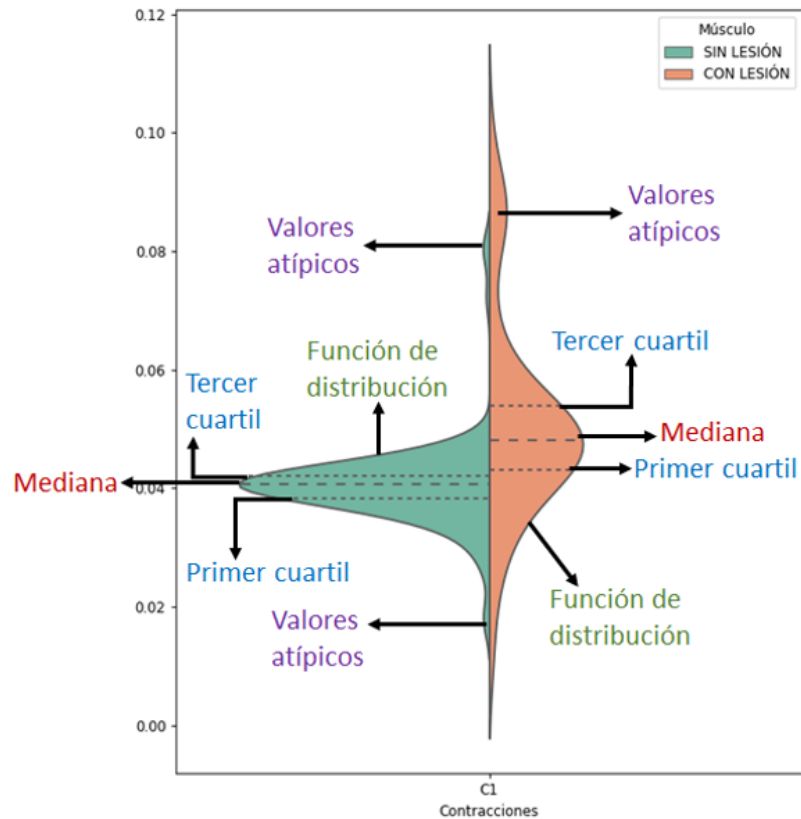


Figura 2. Gráfica de la configuración de un diagrama de violín con varias categorías

Los diagramas de violín permiten visualizar la densidad de los datos y en la parte central del gráfico se muestra la información de un diagrama de caja y bigotes. En la figura 2 se observa en detalle la configuración de un diagrama de violín. En el interior del diagrama, la línea con punto cuadrado que se encuentra en el borde inferior está asociado con el primer cuartil (25%), la línea punteada con guiones representa a la mediana, es decir, al segundo cuartil (50%) de los datos, y línea con punto cuadrado que se ubica en la parte superior de la gráfica hace referencia al tercer cuartil (75%); lo que se encuentra fuera de la región es lo que se conoce como los valores atípicos.

1.6. PRUEBA DE WILCOXON-MANN-WHITNEY

La prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney, como en sus siglas WMW, es una alternativa a la prueba no paramétrica de U de Wilcoxon; esta prueba se usa a menudo para comparar las medias o medianas de dos distribuciones independientes, posiblemente no normales³⁸. La prueba de WMW puede ser aplicado en poblaciones pequeñas (5-20) y poblaciones mayores a 20, donde el poder de la prueba aumenta con el tamaño de la muestra^{39 40}. Los métodos no paramétricos tienen como criterio ordenar la magnitud de los datos y asignarles un rango. La hipótesis nula H_0 se fórmula como igualdad de medidas de la mediana de ambos grupos y la hipótesis alternativa H_α es que estas medidas sean diferentes⁴¹. El procedimiento a seguir para la prueba de WMW es calcular el estadístico U como se muestra en la ecuación 3, donde n_A y n_B hacen referencia a la cantidad de muestras por cada grupo y $W(A)$ es la suma parcial después de separar los rangos por cada grupo de muestra.

$$U(A) = n_A * n_B + \frac{n_A * (n_A + 1)}{2} + W(A) \quad (3)$$

$$U(B) = n_A * n_B + \frac{n_B * (n_B + 1)}{2} + W(B)$$

En la ecuación 4 se calcula el estadístico U como el mínimo de los estadísticos U(A) y U(B).

$$U = \min(U(A), U(B)) \quad (4)$$

³⁸ Morten W Fagerland y Leiv Sandvik: *The wilcoxon–mann–whitney test under scrutiny*. En: *Statistics in medicine* 28.10 (2009), págs. 1487-1497. DOI: <https://doi.org/10.1002/sim.3561>

³⁹ Michael P Fay y Michael A Proschan: *Wilcoxon-Mann-Whitney or t-test? On assumptions for hypothesis tests and multiple interpretations of decision rules*. En: *Statistics surveys* 4 (2010), pág. 1. DOI: 10.1214/09-SS051

⁴⁰ Fagerland y Sandvik 2009

⁴¹ "Mann–Whitney Test". En: *The Concise Encyclopedia of Statistics*. New York, NY: Springer New York, 2008, págs. 327-329. DOI: 10.1007/978-0-387-32833-1_243

Para poblaciones donde $n > 20$ el valor p es calculado basado en la aproximación normal usando la prueba estadística estandarizada.

2. MÉTODOS Y MATERIALES

2.1. POBLACIÓN DE ESTUDIO

Se realizó un estudio retrospectivo de los datos tomados de las bases de datos del laboratorio de dinamometría de la Escuela de Fisioterapia UIS, los cuales fueron publicados en el artículo: "Therapeutic Ultrasound Affects IGF-1 Splice Variant Expression in Human Skeletal Muscle", efectuado en una población de 16 hombres sanos entre los 18 y 29 años, físicamente activos con un nivel de actividad física moderada (600-3000 METS/semana), evaluada según el cuestionario internacional de actividad física (IPAQ) ⁴². La investigación de la que extraeremos los datos fue aprobada por la Junta de Revisión Institucional de la Universidad del Sur de Carolina y la Universidad Industrial de Santander y se ajusta a la Declaración de Helsinki cumpliendo los protocolos de Bioética requeridos. Además, para el uso de los datos se cuenta con la aprobación de la investigadora Diana C. Delgado, autora del artículo para el uso de los datos dinamométricos y del consentimiento de los participantes de la investigación para el uso de los datos en estudios posteriores. El aparato de medición usado para la obtención de los datos dinamométricos fue el Biodex, el cual ofrece diferentes modos de operación para pruebas neuromusculares y rehabilitación como: resistencia isocinética, excéntrico reactivo, isométrico, isotónico, entre otros ⁴³.

2.2. CRONOLOGÍA DEL ALMACENAMIENTO DE LOS DATOS

Para cada participante, se desarrollaron tres etapas para la obtención de los datos. En la etapa uno, se almacenaron los datos de las contracciones isométricas, teniendo en cuenta el procedimiento de protocolo de prueba isométrica que se describe

⁴² Delgado-Diaz y col. 2011

⁴³ *Physical Medicine | Biodex*. 2019. <https://www.biodex.com/physical-medicine>

en la sección 2.3; luego, en la etapa dos se aplicó el daño muscular inducido a partir de ejercicio excéntrico como se detalla en la sección 2.4 y se almacenaron los datos isocinéticos; en la última etapa, se empleó el protocolo de prueba isométrica de la sección 2.3 para confirmar una pérdida en la producción de fuerza y se almacenaron los datos isométricos. En la figura 3 se muestra la cronología de la obtención de los datos isométricos antes y después de la lesión muscular.

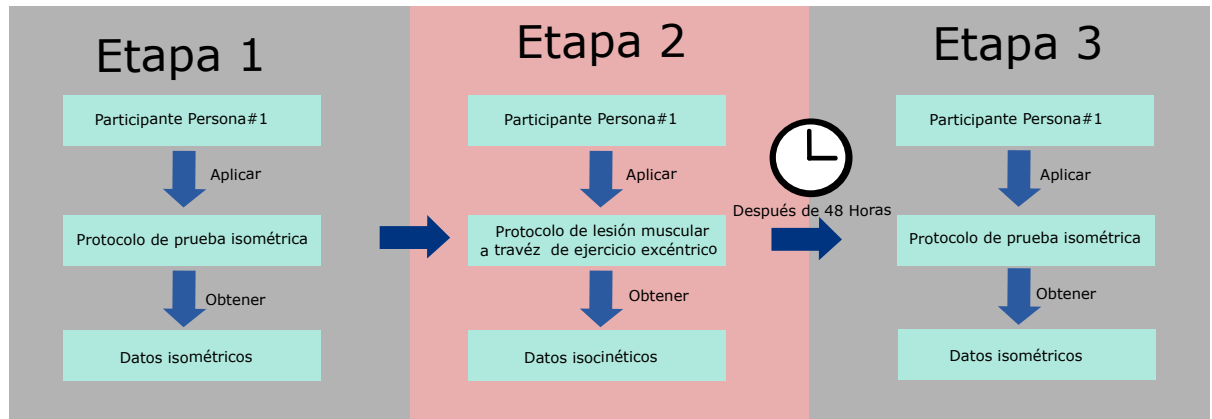


Figura 3. Cronología con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular.

2.3. PROTOCOLO DE PRUEBA ISOMÉTRICA

Para cada participante, se almacenaron los datos de las contracciones isométricas bilaterales máximas del cuádriceps femoral, haciendo uso del dinamómetro Biodex. Durante la prueba, se sujetaron los hombros, caderas, muslos y tobillos por medio de correas que se encontraban en el equipo de Biodex con el objetivo de aislar los extensores de rodilla durante el protocolo. Se les indicó a los participantes que mantuvieran los brazos cruzados sobre el pecho durante el ejercicio, mientras el brazo de palanca del dinamómetro estaba programado para ejercer un torque isométrico máximo a 60 ° de flexión de rodilla, como se muestra en la figura 4; este procedimiento se realizó antes, inmediatamente después y 48 horas después de completar el protocolo de daño muscular ⁴⁴.

⁴⁴ Delgado-Díaz y col. 2011

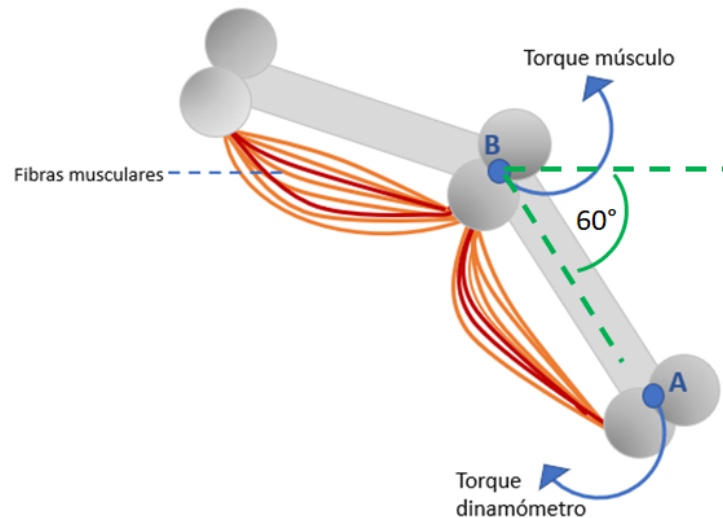


Figura 4. Configuración del Torque aplicado por el dinamómetro y del aplicado por el músculo. Foto de autoría propia.

2.4. PROTOCOLO DE LESIÓN MUSCULAR A TRAVÉS DE EJERCICIO EXCÉNTRICO

Para cada participante, se almacenaron los datos de las contracciones excéntricas bilaterales máximas del cuádriceps femoral, haciendo uso del dinamómetro Biodex. Se les indicó a los participantes que mantuvieran los brazos cruzados sobre el pecho durante el ejercicio, mientras el brazo de palanca del dinamómetro estaba programado para extender la pierna del participante en un rango de 0° a 150° de flexión de rodilla, siendo 0° la extensión completa de la rodilla, a una velocidad de $30^\circ/\text{s}$. Luego se les indicó que contrajeran sus cuádriceps en contra a la resistencia del brazo de la palanca (no se contrajeron durante la fase concéntrica del movimiento). En medio de la fase activa, los participantes ejercieron la fuerza máxima durante cada contracción. El procedimiento consistió en 20 series de 10 repeticiones, cada serie estando separados por 1 minuto para un total de 200 contracciones ⁴⁵.

⁴⁵ Delgado-Díaz y col. 2011

2.5. OBTENCIÓN DE CONTRACCIONES ISOMÉTRICAS A PARTIR DE LA LIBRERÍA DINAMOPY

Se realizó el tratamiento de los datos de las señales de torque isométrico tomados de las bases de datos del laboratorio de dinamometría de la Escuela de Fisioterapia UIS, publicados en el artículo "Therapeutic Ultrasound Affects IGF-1 Splice Variant Expression in Human Skeletal Muscle", para ello fue necesario la extracción de las contracciones isométricas con lesión y sin lesión muscular inducida de los participantes; la obtención de las contracciones isométricas válidas para cada procedimiento de cada participante de la señal de torque isométrico se hizo a partir de la librería DynamoPy, la cual fue desarrollada por el docente David Alejandro Miranda Mercado de la Escuela de Física de la Universidad Industrial de Santander, por medio de esta librería es posible extraer parámetros fisiológicos, analizar, procesar y visualizar grandes conjuntos de datos en bruto de diferentes experimentos realizados a partir de un dinamómetro isocinético.

Los datos fueron almacenados en un repositorio privado de google drive y se encuentran organizados de la siguiente manera: el conjunto de mediciones realizadas al mismo participante en una misma sesión de experimentación, es lo que se denomina *experimento* y dentro de estos se encuentran los múltiples procedimientos de un mismo participante, el cual se hará referencia como *procedimiento*, todo lo anterior se encuentra en la carpeta *data* y dentro de ella el archivo de Excel *bitacora_all_data.xlsx* que contiene toda la información de la investigación. Se configuró los datos en forma de Dataframe el cual permitió la limpieza y manipulación de los valores de cada columna de datos antes de la visualización.

Se realizó la visualización de los datos usando la librería DynamoPy, que presenta todas las contracciones válidas de un sólo procedimiento realizadas por el mismo participante, en la figura 5 se muestra un gráfico extraído con DynamoPy, el cual construye una curva de torque isométrico [Nm] en función del tiempo [s].

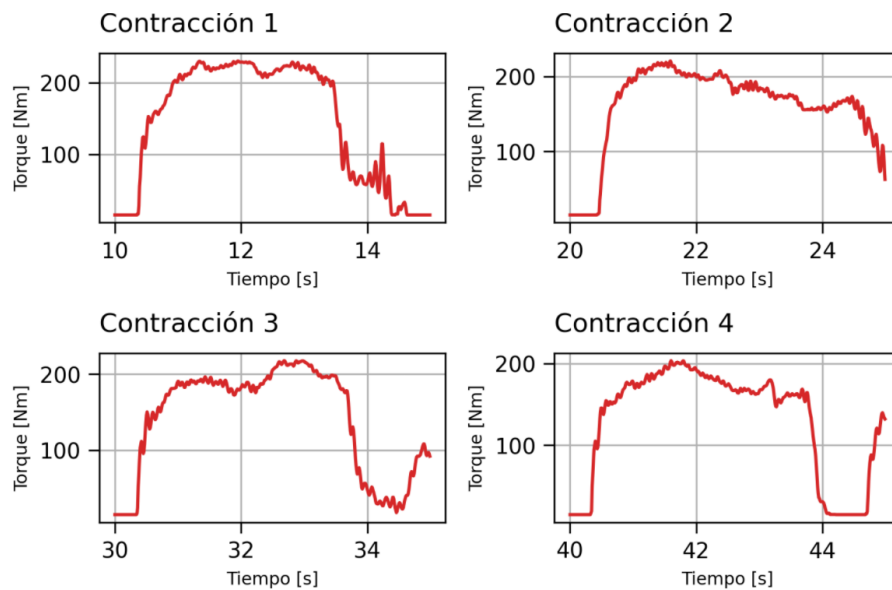


Figura 5. Visualización de las contracciones isométricas válidas de un procedimiento a partir de DinamoPy. Se puede observar cuatro gráficas que corresponden a las curvas de torque Vs Tiempo de las contracciones válidas del procedimiento de un participante.

Después de realizar la visualización y el tratamiento de los datos de la hoja de Excel *bitacoraalldata* se obtuvieron las contracciones isométricas válidas (aprobadas por el experto en fisioterapia) de cada procedimiento por participante y se almacena cada contracción en un archivo de Excel para su posterior filtrado. En la tabla 1 se muestran los parámetros que se tuvieron en cuenta para nombrar el archivo. En la figura 6, se muestra un ejemplo del archivo *person1be_Isom_left_1_0_C1*, el cual hace referencia al código del participante (person1be) con los datos de la primera contracción isométrica (C1) de la pierna izquierda (left), sin lesión muscular inducida (1_0).

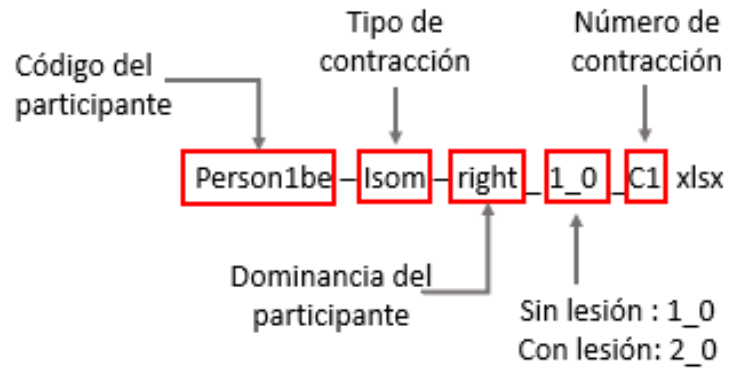


Figura 6. Ejemplo de la asignación del nombre a los archivos digitales

Código participante	Nombre asignado
Tipo de contracción	Isom
Dominancia del participante	left or right
sin Lesión ó con lesión	1_0 ó 2_0
Número de contracción	C1,C2,C3 o C4

Tabla 1. Lista de parámetros.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1. DISEÑO DEL FILTRO BUTTERWORTH

3.1.1. PREPROCESAMIENTO DE LOS DATOS A partir de los archivos correspondientes a las contracciones válidas isométricas sin lesión y con lesión muscular inducida por cada participante que fueron cargados en el entorno de desarrollo, se subieron los datos en forma de Dataframe y se manipuló únicamente el conjunto de datos que cumpliera con el procedimiento completo de cada participante, es decir, que se tuvieran las contracciones isométricas válidas antes y después de la lesión muscular, para generar una comparación completa del ejercicio.

Luego fueron normalizados los datos de la señal no filtrada, logrando que el rango de los valores sea coherente, facilita el análisis estadístico debido a la existencia de rangos consistentes y un ahorro de procesamiento en la herramienta computacional.

Se realizó el diseño de un filtro Chebyshev y un filtro Butterworth, en cada uno se aplicó un filtrado pasa alta y pasa banda con diferentes especificaciones en cuanto al orden del filtro y frecuencia crítica, donde se escogió el filtro Butterworth con la característica de filtro pasa alta, debido a que no introduce fases después del filtrado de la señal, reproduce de forma clara las oscilaciones y no modifica las amplitudes de la señal.

3.1.2. CARACTERÍSTICAS DEL FILTRO Al diseñar el filtro digital de orden N se usó la función de biblioteca de python *scipy.signal.butter* y se consideraron las especificaciones que se observan en la tabla 2.

Parámetros	Descripción
N	Orden del filtro
btype	Tipo del filtro ("lowpass", "highpass", "bandpass", "bandstop")
W_n	Frecuencia crítica
analog	True=filtro analógico; False=filtro digital.
output	"ba", "zpk", "sos". Filtrado general se usa "sos"
fs	La frecuencia de muestreo del sistema digital.

Tabla 2. Descripción de las especificaciones del filtro Butterworth

La frecuencia de muestreo que se usó fue de 100 [Hz], teniendo en cuenta la ecuación 5 donde t_n corresponde al tiempo inicial y t_{n+1} al tiempo posterior.

$$f_s = \frac{1}{t_{n+1} - t_n} \quad (5)$$

Se buscó que la respuesta de paso tuviera la máxima planeidad con un costo computacional moderado, donde se observara todas las oscilaciones del filtrado de la señal hasta llegar al punto donde al aumentar el orden del filtro no se observa un cambio en señal filtrada, por lo tanto, el orden de filtro que se ajustaba a la descripción anterior tiene un valor de 7.

Para determinar la frecuencia de corte se aplicó un filtro pasa alta con el objetivo de atenuar el valor de DC de la señal y se escogió el valor de frecuencia que mostró picos definidos sin tanto ruido en las oscilaciones y el valor en el que se evidenció fue de 7 [Hz], no se usaron frecuencias mayores debido a que no se observó un cambio significativo en la atenuación del ruido de cada pico.

El tipo de filtro escogido es "highpass", es decir, un filtro pasa alta, porque se busca eliminar o atenuar el valor de DC y resaltar las oscilaciones de la señal, se prosiguió a realizar la prueba entre un rango de frecuencias, teniendo como frecuencia 7[Hz], donde se evidenció que entre cada periodo de la señal filtrada se observarían picos definidos y poco ruido comparado con el filtro pasa banda en otras frecuencias, en la figura 7 se muestra el filtrado de la señal isométrica de uno de los participante.

Gráfico del filtrado de la señal

Participante person5na-Isome-right_2_0_C3_ms.xlsx

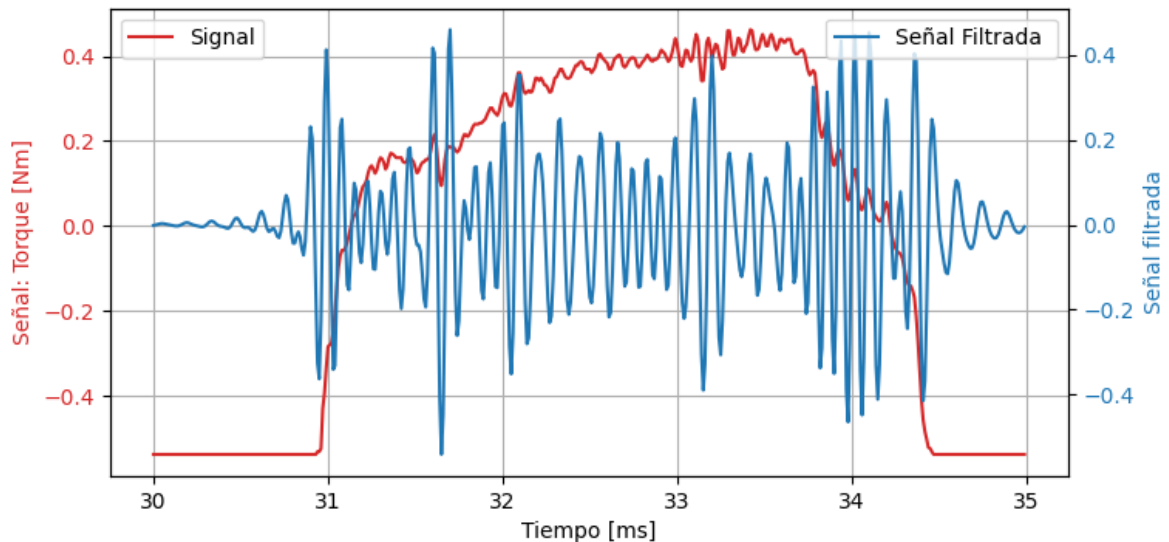


Figura 7. Gráfica del filtrado de la tercera contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Se manipularon los archivos de todas las contracciones isométricas válidas antes y después de la lesión muscular del mismo participante, luego de realizar la visualización y el filtrado de los datos se obtuvieron las oscilaciones de la señal filtrada, comparándola con la señal original del torque isométrico, después se almacena cada contracción de la señal filtrada en un archivo de Excel para la posterior extracción de los parámetros.

3.1.3. VERIFICACIÓN DE LA CALIDAD DEL FILTRO Se estudió la calidad del filtro Butterworth y se verificó que las oscilaciones sean reales. Para ello, se realizaron dos pruebas, la primera prueba consistió en aplicar el filtro a la señal de una función escalón unitario. Se observó que se generan oscilaciones adicionales a parte de la oscilación principal para la señal filtrada del escalón.

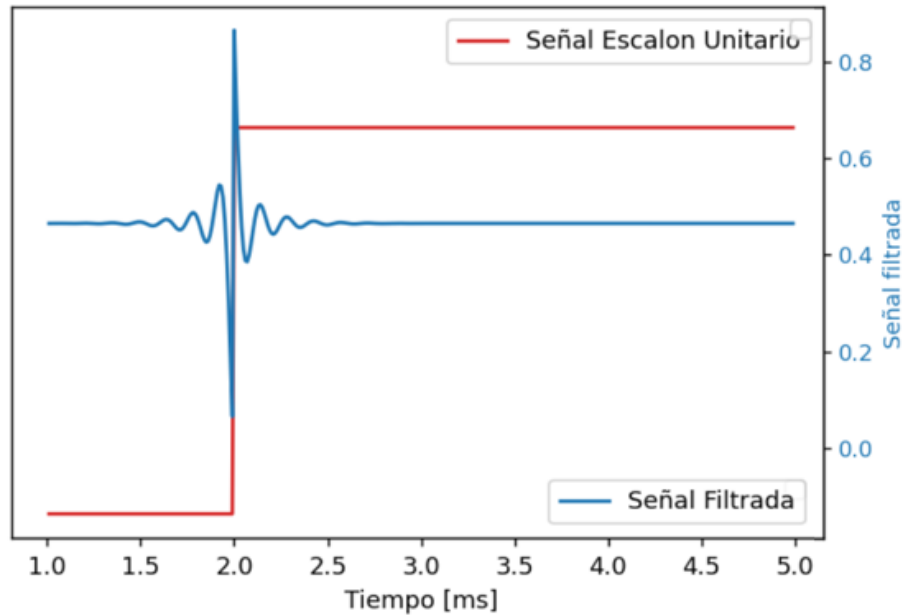


Figura 8. Gráfico de verificación de la oscilación principal para una función escalón unitario.

La segunda consistió en aplicar el filtro a una función escalón unitario, donde para todos los valores diferentes de cero ($y \neq 0$), el valor de y fue igual a una función sinusoidal. El objetivo fue poder filtrar esta función con diferentes valores de frecuencia: iniciando con la frecuencia que es usada para filtrar la señal original de torque del proyecto de investigación (7[Hz]), como se observa en la figura 9; luego con una frecuencia por debajo a la escogida en el proyecto (6 [Hz]) y finalmente una frecuencia por encima (8 [Hz]), las cuales se pueden revisar en el anexo 3.

Gráfica de verificación de las oscilaciones para una frecuencia de 7 [Hz]

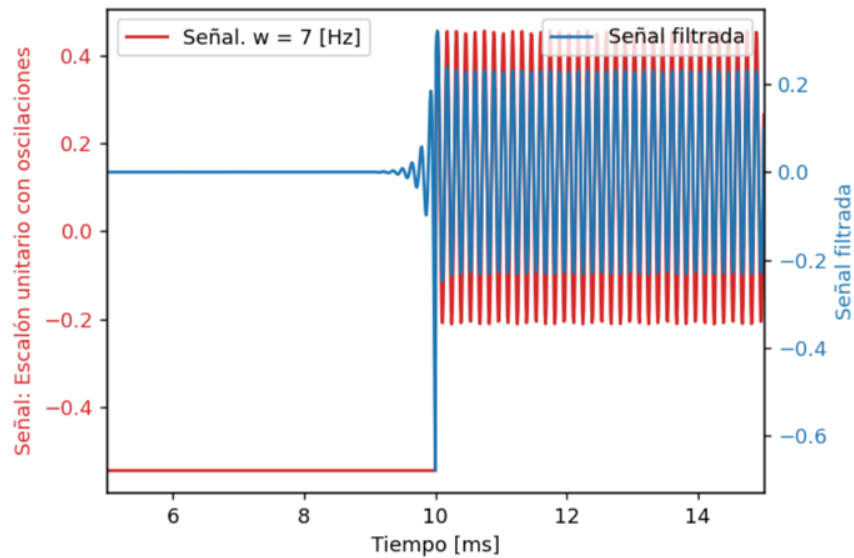


Figura 9. Gráfico de verificación de las oscilaciones. La señal del escalón unitario con oscilación de una frecuencia de 7 [Hz], y el filtrado de la señal roja se ve representado en color azul.

Los filtros ideales no es posible diseñarlos pero si es factible diseñar filtros donde las transiciones entre bandas de paso y de rechazo sean lo mas bruscas posibles⁴⁶; en un filtro real se presenta ciertas rizado u oscilaciones en la banda de paso o en la banda de rechazo. En la figura 9, se puede observar este rizado en la banda de rechazo, se presenta entre 4 a 6 oscilaciones adicionales cuando $x \leq 10$ con la aplicación del filtro en diferentes frecuencias. Por lo tanto, el filtro que fue diseñado permite pasar las frecuencias de interés y atenúa el resto de frecuencias, concuerda con lo esperado. Sin embargo, se reconoce que el filtro introduce un artefacto (oscilación) cuando hay cambios bruscos en la señal, esto se ve representado en la figura 9. Aunque, para las señales suaves, como las analizadas en este trabajo, no se observa dicho artefacto y se puede concluir que el filtro es una buena aproximación para extraer las oscilaciones de interés.

⁴⁶ Phuoc Si Nguyen: *A Quality Factor QN for a Digital Band-Pass and Band-Stop Filter*. 2018. <https://www.researchgate.net/publication/325842515>

3.2. OBTENCIÓN DE LOS PARÁMETROS DE AMPLITUD Y SEPARACIÓN DE MÁXIMOS

A partir de los archivos correspondientes de la señal filtrada antes y después de la lesión muscular inducida, se desarrolló un algoritmo que permitió de calcular los cruces en cero en el eje x, a partir de estos cruces se visualizó los picos y valles de la señal, luego se extrajo la distancia que hay entre cada cruce en cero para poder comparar estas distancias de cada contracción con y sin lesión muscular a partir del análisis de diagramas de violín.

3.2.1. MÉTODO DE BOLZANO-INTERPOLACIÓN LINEAL DISCRETO PARA LA EXTRACCIÓN DE LOS CRUCES EN CERO El algoritmo desarrollado se le asignó el nombre de Método de Bolzano-Interpolación lineal discreto o sus siglas MBILD, se encargó de extraer los valores de los cruces en cero de una función $f(x)$, haciendo uso del teorema de Bolzano y de la interpolación lineal.

Fue posible aplicar el teorema de Bolzano a los datos de la señal filtrada, siendo esta una señal discreta, gracias a que se aplicó el teorema de muestreo al momento de realizar el filtrado de las contracciones isométricas válidas de la señal, el cual menciona que una señal continua se puede reconstruir de forma exacta a partir de muestras de esa señal.

El algoritmo MBILD, se basa en un método de iteración que se encarga de extraer los cruces de cero de una señal discreta, dicho método se resume en el algoritmo 1.

Algorithm 1 El Algoritmo MBILD : Para encontrar los valores donde $f(x)=0$ siendo f una función discreta en el intervalo $[a,b]$, donde $f(a)$ y $f(b)$ tienen signo opuestos

Entrada: Extremos a y b ; Número máximo de iteraciones es el tamaño de muestra N .

Salida: x donde $f(x)=0$.

```
1: for  $i$ ; desde 0 hasta  $N$  do
2:    $c = f(i) * f(i + 1)$ 
3:   if  $c < 0$  then
4:      $m(i) = \frac{f(i+1)-f(i)}{x(i+1)-x(i)}$  ▷ Cálculo de la pendiente
5:      $X(i) = -\frac{f(i)}{m(i)} + x(i)$  ▷ Cálculo de  $x$  cuando  $f(x)=0$ 
6:   else if  $c == 0$  then
7:      $X(i) = x(i + 1)$  ▷ Cálculo de  $x$  cuando  $f(x)=0$ 
8:   end if
9: end for
```

Se manipularon los archivos de cada contracción de la señal filtrada, el cual estaba constituido por dos columnas: "*Time*" y "*signalFiltered*", representadas como x y f , respectivamente. El método primero hace uso del teorema de Bolzano, se realizó la multiplicación del punto f_i con el siguiente punto f_{i+1} , el resultado de esta multiplicación se guardó en una variable llamada c , continuación se aplica el condicional **si** $c < 0$, existe una raíz en el intervalo $(i, i + 1)$ o **si** $c = 0$ significaba en ese intervalo el valor de $y = 0$ y es posible conocer el valor de x .

Sí el programa entra en el primer condicional y después de conocer que existe una raíz en ese intervalo específico, se procede a realizar una interpolación lineal entre los puntos $f_{i+1}, f_i, x_i, x_{i+1}$ y obtener los valores de x cuando $y = 0$. Se hace el cálculo de la pendiente, haciendo uso de la ecuación 6, para luego proceder en el cálculo del valor de X , a partir de la ecuación 7.

$$m_i = \frac{f_{i+1} - f_i}{x_{i+1} - x_i} \quad (6)$$

$$X_i = \frac{f_i}{m_i} + x_i \quad (7)$$

Sí se entra en el segundo condicional, se afirma que en el punto $y_f = f_{i+1}$ es cero y

que el valor del cruce corresponde a x_{i+1} y no se realiza el cálculo de interpolación lineal.

Por último, cuando se conoce los valores de los cruces en cero en el eje x, se realizó el debido almacenamiento de las variables $y_f = y_{i+1}$, $y_0 = y_i$, $x_0 = y_i$, $x_f = y_{i+1}$, $m =$ pendiente y los valores de los cruces en cero X_{zeros} en un Dataframe.

Se corroboró el método con diferentes archivos de datos tomados por el laboratorio de fisioterapia UIS, incluyendo los del datos obtenidos a partir de los aparatos de medición como el Biodex y el HumanNorm.

A continuación, se extrajo los picos y valles de la señal filtrada de todos los participantes y se realizó la debida visualización de estos datos. En la figura 10 se muestran los picos de la señal del quinto participante en la pierna derecha.

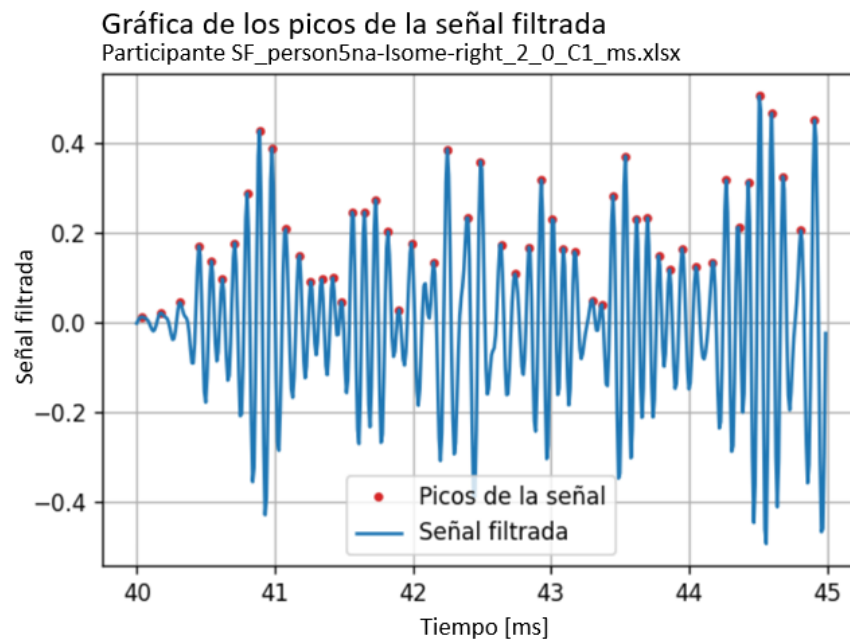


Figura 10. Gráfico de los picos de la señal filtrada. Quinto participante, pierna derecha con lesión muscular inducida y tercera contracción.

3.3. DESCRIPCIÓN DEL PARÁMETRO: TIEMPO DE OSCILACIÓN DE LA SEÑAL

A partir de la extracción de los picos y valles de la señal se obtuvieron los tiempos de oscilación, definidos como el periodo de la onda que es inversamente proporcional a la frecuencia, y puede simular la historia temporal de la activación de las fibras musculares del cuádriceps.

Se obtuvieron los datos del tiempo de oscilación para C1 y C4, que corresponden a la primera y cuarta contracción de los músculos sin lesión y con lesión muscular, respectivamente. Con los datos del tiempo de oscilación para cada participante se desarrollaron comparaciones entre el tiempo de oscilación de la primera contracción C1 (sin lesión muscular) y la última contracción C4 (con lesión muscular). La tabla con los datos del tiempo de oscilación se encuentran en el anexo 2 para el participante *person1be-Isom-right*.

En la figura 11 se observa el proceso de evolución de toda la sesión de experimentación de un sólo participante, específicamente del participante *person1be-Isom-right*; los diagramas en color verde corresponde al músculo sin lesionar, se encuentran en organizados desde la primera contracción válida hasta la última y cada diagrama de músculo sin lesionar se compara con el diagrama de violín correspondiente de la contracción del músculo lesionado.

Gráfico de violín para el parámetro de la distancia de los cruces de cero de la señal filtrada
Participante *person1be-right*

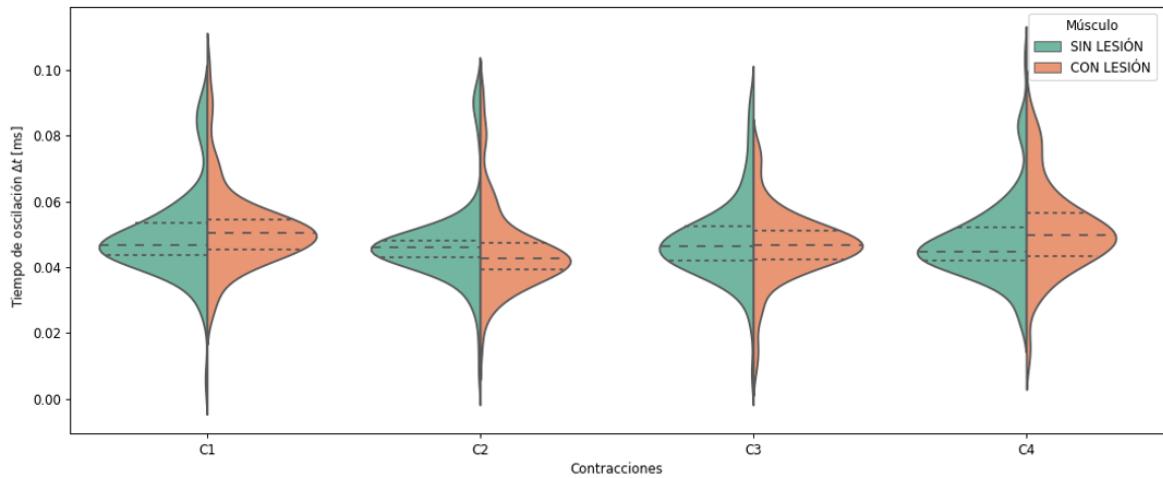


Figura 11. Gráfico de violín para el parámetro de la distancia de los cruces de cero de la señal filtrada para el participante *person1be-right*, a partir de un comparativo de las gráficas de violín con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular.

Se estableció generar una comparación haciendo uso de los diagramas de violín entre la primera prueba isométrica realizada cuando el músculo no ha sido lesionado contra la última prueba isométrica después de aplicar el protocolo de lesión muscular inducida, con el fin de confrontar los parámetros estadísticos del tiempo de oscilación de ambos diagramas de violín, por ello, en la figura 12 se muestra una comparación entre el músculo sin lesionar de la primera contracción (C1) que corresponde al diagrama de violín en color verde contra el diagrama de color naranja que referencia a la última contracción del músculo lesionado por cada participante. Se observa en la figura 12 para los participantes *person2di-right* y *person3ga-right* la mediana, primer y tercer cuartil de las contracciones con lesión muscular (C4) se encuentran corridas hacia abajo notablemente comparadas con respecto a la mediana, primer y tercer cuartil de las contracciones sin lesión muscular (C1).

Gráfico de violín para el parámetro Tiempo de oscilación

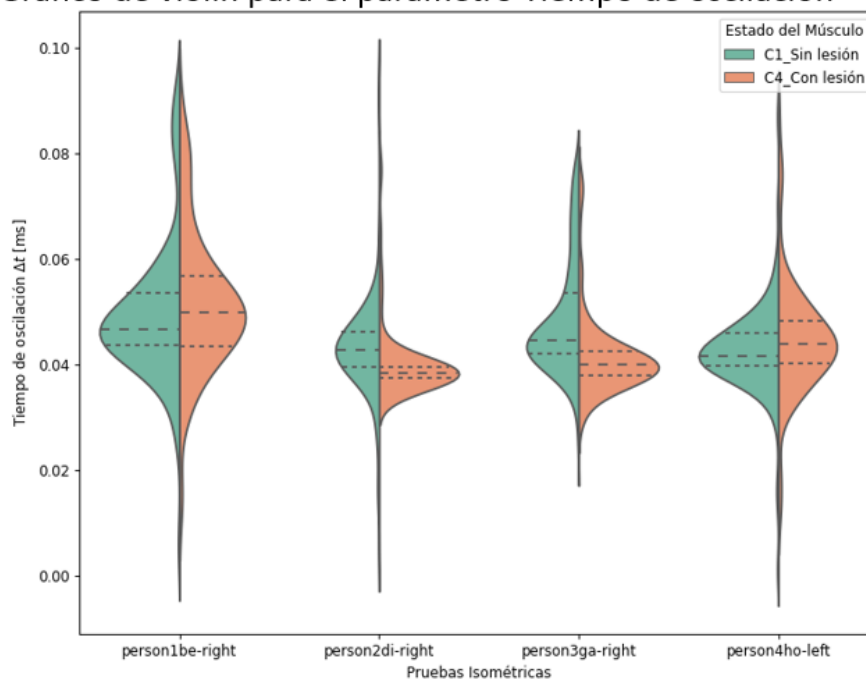


Figura 12. Gráfico de violín para el parámetro de tiempo de oscilación [ms] de la señal filtrada, a partir de un comparativo de las gráficas de violín con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular de los participantes person1be-right, person2di-right, person3ga-right y person4h-left.

Se observa en la figura del anexo 4 para los participantes person4ho-right y person5na-left que la mediana, primer y tercer cuartil de las contracciones con lesión muscular (C4) se encuentran corridas hacia arriba comparadas con respecto a la mediana, primer y tercer cuartil de las contracciones sin lesión muscular (C1); para el participante person5na-right el tercer cuartil de la contracción con lesión muscular (C4) se encuentra notablemente corrido hacia arriba en comparación con el tercer cuartil de la contracción sin lesión muscular (C1).

Las distribuciones de los datos son no normales, se corroboraron a partir de la prueba de Shapiro Wilks; se busca comparar la mediana entre las distribuciones de la primera contracción sin lesión muscular y la cuarta contracción con lesión muscular del mismo participante, por lo tanto se consideran distribuciones independientes, por ende se decidió aplicar la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney. Se definió La hipóte-

sis nula H_0 : El biomarcador tiempo de oscilación de las contracciones C1 y C4 de los participantes antes y después de realizar el daño muscular inducido son iguales. La Hipótesis alternativa H_α : El biomarcador tiempo de oscilación de las contracciones C1 y C4 de los participantes antes y después de realizar el daño muscular inducido son diferentes.

Se rechaza la hipótesis nula H_0 para los participantes person2di-Isom-right($p < 2.9e-9$), person3ga-Isom-right($p < 2.1e-13$), person4ho-Isom-right ($p < 5.0e-6$), person5na-Isom-left($p < 1.0e-11$) y se concluye que hay diferencias significativas entre el parámetro de tiempo de oscilación antes y después del daño muscular, debido a que el p-valor es menor a 0.05. Para los demás participantes se rechaza la hipótesis alternativa H_α para los participantes person1be-Isom-right($p < 0.361$), person4ho-Isom-left($p < 2.0.030$), person5na-Isom-right ($p < 0.112$), se concluye que no hay diferencias significativas entre el parámetro de tiempo de oscilación antes y después del daño muscular, debido a que el p-valor no es menor a 0.05. En la tabla 3 se presentan los resultados de la aplicación de la prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney para el parámetro de tiempo de oscilación.

Participante	Estadístico	Valor p
person1be-Isom-right	3955	0.361
person2di-Isom-right	3940	2.899e-9
person3ga-Isom-right	2577	2.140e-13
person4ho-Isom-left	5511	0.030
person4ho-Isom-right	3552	4.982e-6
person5na-Isom-left	1991	1.032e-11
person5na-Isom-right	5075	0.112

Tabla 3. Prueba de Wilcoxon-Mann-Whitney para el parámetro de tiempo de oscilación para las categorías con y sin lesión muscular inducida.

4. CONCLUSIONES

Se diseñó un filtro Butterworth pasa alta con el cuál se filtraron las señales de los participantes que tuvieran las contracciones isométricas válidas antes y después de la lesión muscular para datos de torque isométrico. Este filtro no introdujo fases después del filtrado de la señal y reproduce cada una de las oscilaciones de la señal; para ello se usó la frecuencia de muestreo (100 [Hz]) y el filtro pasa alta con un frecuencia de 7 [Hz].

Sin embargo se observó que el filtro le introduce cierto rizado u oscilaciones cuando el cambio de la señal original es muy abrupto como se mostró en la sección Verificación de la calidad del filtro y esto es debido a que no es posible diseñar un filtro ideal sin este tipo de artefactos. Se generó una comparación entre la señal filtrada y la señal original en función del tiempo, dado que el método del análisis en el tiempo permite detectar la activación de las fibras musculares.

Se extrajo un nuevo parámetro físico de la señal filtrada denominado tiempo de oscilación; obtenido a partir de la implementación de un nuevo algoritmo diseñado en el lenguaje de Python. Este nuevo algoritmo fue nombrado como el método de Bolzano-Interpolación lineal discreto, debido a que es posible extraer los valores de los cruces en cero de una función discreta, siempre y cuando dicha función cumpla con el teorema muestreo; lo singular del diseño de este algoritmo es que no se encontró en la literatura un algoritmo computacional capaz de extraer los puntos cero de una función discreta.

Los resultados del análisis estadístico de los parámetros de tiempo de oscilación permitieron establecer que los datos analizados en el estado post ejercicio pertenecen a una condición de daño muscular. Se rechazó la hipótesis nula y se concluyó que hay diferencias estadísticamente significativas del parámetro tiempo de oscila-

ción de la primera y última contracción antes y después del daño muscular inducido, respectivamente, en los participantes person2di-Isom-right, person3ga-Isom-right, person4ho-Isom-right, person5na-Isom-left.

Se recomienda que, en investigaciones futuras, se disponga de un mayor número de resultados con procedimientos completos, que permitan evaluar más conjuntos de datos, al tiempo que se cuente con las señales de electromiografía del músculo a evaluar con el objetivo de comparar los resultados de aplicar el procesamiento digital de señales de ambos aparatos de medición y así poder tener en cuenta el uso del biomarcador tiempo de oscilación en estudios posteriores con el fin de complementar las evaluaciones de desempeño muscular. Finalmente se propone que la metodología de extracción y análisis de datos sea empleada en el estudio de lesiones o alteraciones musculares y a su vez en el estudio del efecto de un mecanismo ya sea de inducción de daño o de rehabilitación muscular.

ANEXOS

Anexo A. Gráficos del filtrado de la señal de la primera y última contracción para cada participante

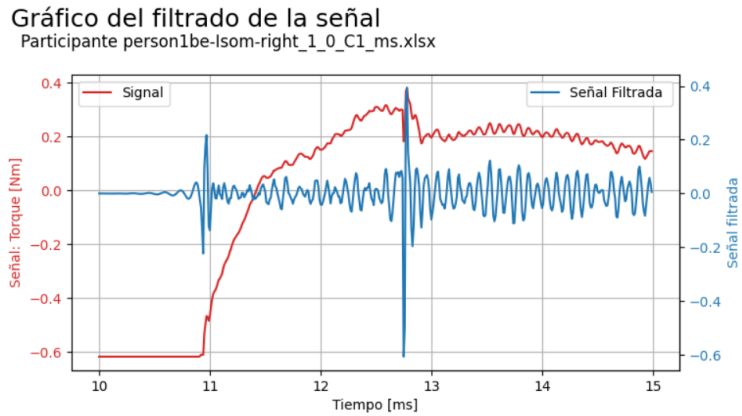


Figura 13. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del primer participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

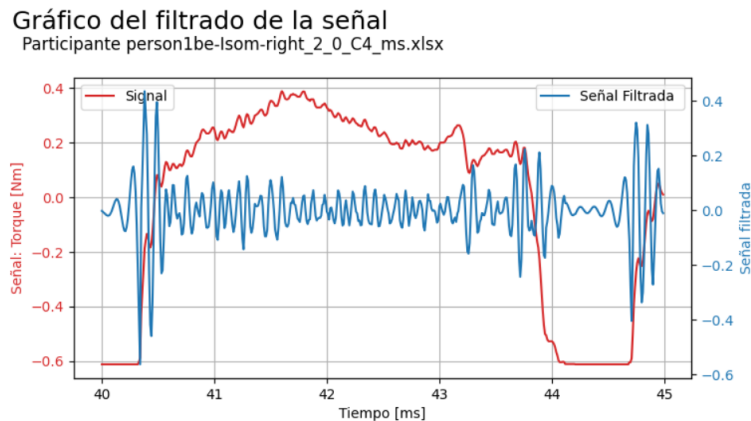


Figura 14. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del primer participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person2di-Isom-right_1_0_C1_ms.xlsx

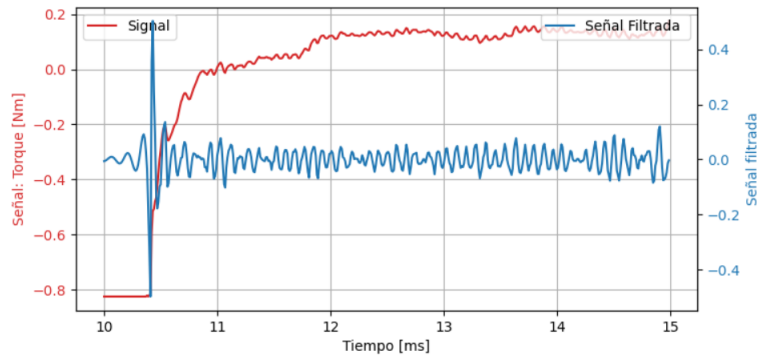


Figura 15. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del segundo participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person2di-Isom-right_2_0_C4_ms.xlsx

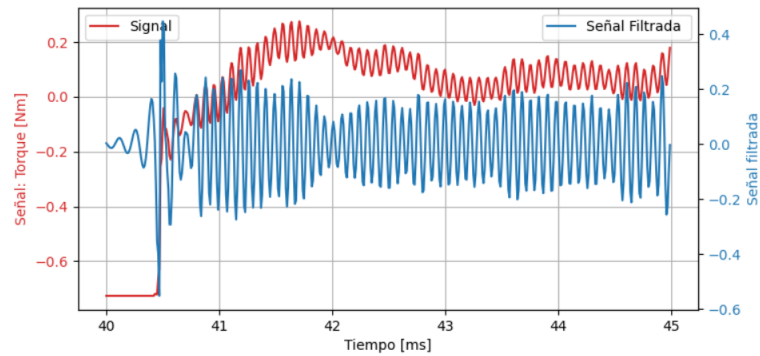


Figura 16. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del segundo participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person3ga-Isom-right_1_0_C1_ms.xlsx

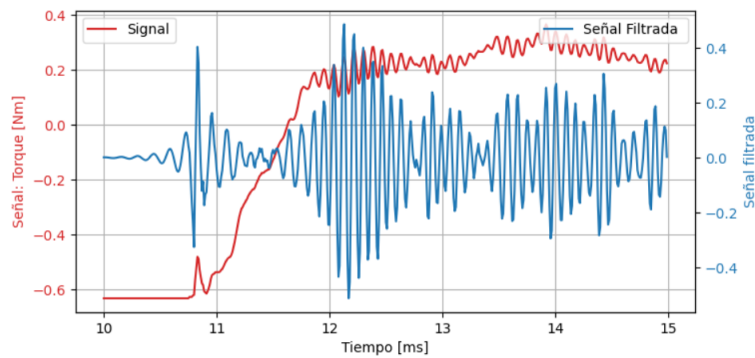


Figura 17. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del tercer participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person3ga-Isom-right_2_0_C4_ms.xlsx

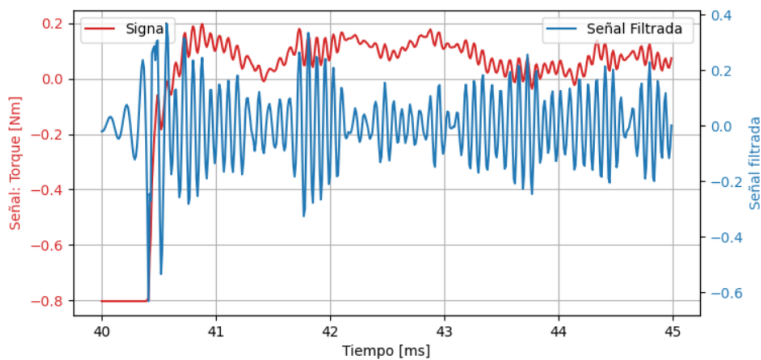


Figura 18. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del tercer participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person4ho-Isom-left_1_0_C1_ms.xlsx

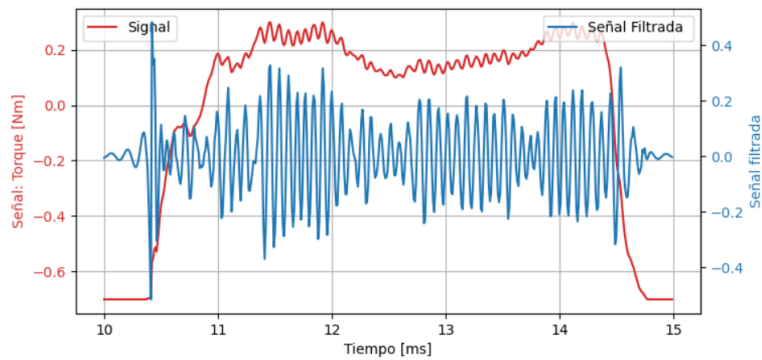


Figura 19. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna izquierda antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person4ho-Isom-left_2_0_C4_ms.xlsx

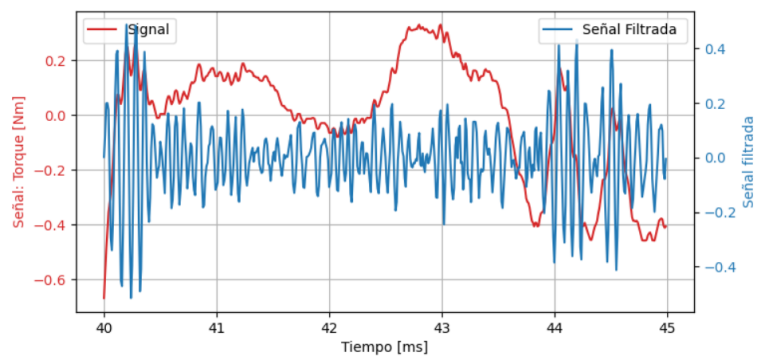


Figura 20. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna izquierda después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person4ho-Isom-right_1_0_C1_ms.xlsx

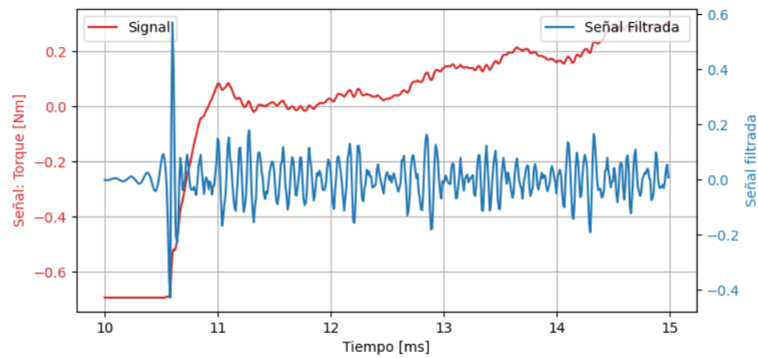


Figura 21. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person4ho-Isom-right_2_0_C4_ms.xlsx

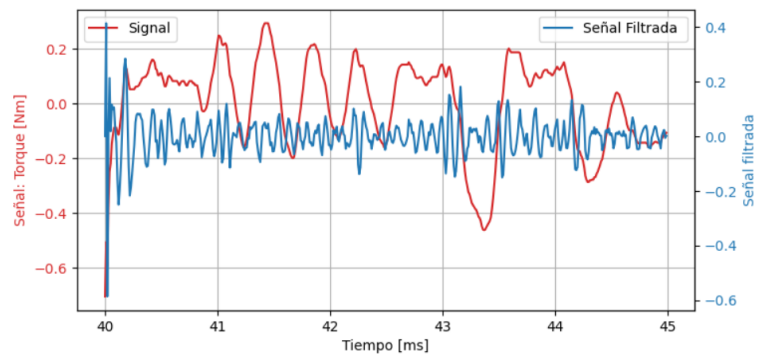


Figura 22. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del cuarto participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person5na-Isome-left_1_0_C1_ms.xlsx

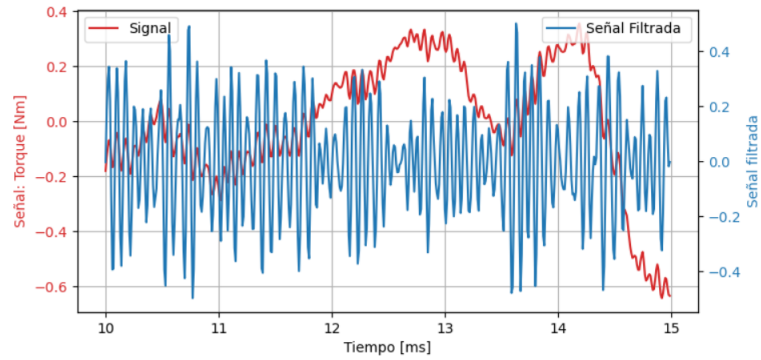


Figura 23. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna izquierda antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person5na-Isome-left_2_0_C4_ms.xlsx

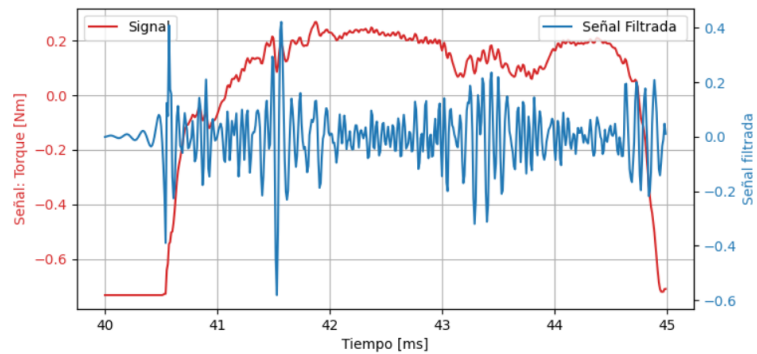


Figura 24. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna izquierda después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person5na-Isome-right_1_0_C1_ms.xlsx

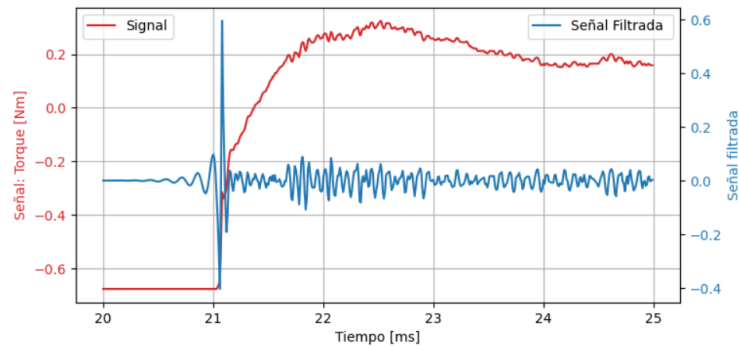


Figura 25. Gráfica del filtrado de la primera contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna derecha antes del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Gráfico del filtrado de la señal
Participante person5na-Isome-right_2_0_C4_ms.xlsx

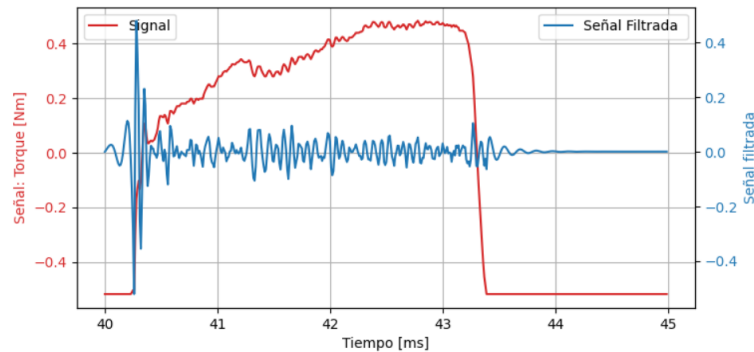


Figura 26. Gráfica del filtrado de la última contracción de la señal isométrica del quinto participante de la pierna derecha después del protocolo de lesión muscular inducida. En color azul se muestra la señal original de torque isométrico, haciendo una comparación con la señal filtrada que esta representada de color rojo.

Anexo B. Tablas de los tiempos de oscilación de las contracciones C1 (sin lesión) Y C4 (con lesión) para cada participante.

Tiempo oscilación C1	Tiempo oscilación C4
0.0811	0.0735
0.0607	0.0787
0.0821	0.0626

Sigue en la página siguiente.

0.0589	0.0551
0.0850	0.0534
0.0550	0.0524
0.0880	0.0518
0.0531	0.0522
0.0905	0.0328
0.0508	0.0163
0.0909	0.0573
0.0482	0.0575
0.0473	0.0532
0.0461	0.0548
0.0442	0.08
0.0365	0.0446
0.0325	0.0425
0.0415	0.0408
0.0477	0.0358
0.0540	0.0312
0.0769	0.0369
0.0587	0.0413
0.0596	0.0418
0.0569	0.0415
0.0558	0.042
0.0550	0.0469
0.0548	0.063
0.0564	0.0538
0.0600	0.0482
0.0660	0.0478
0.0058	0.0482
0.0292	0.0497

Sigue en la página siguiente.

0.0547	0.0494
0.0505	0.0457
0.0489	0.0426
0.0445	0.0432
0.0368	0.0448
0.0380	0.0472
0.0453	0.0711
0.0471	0.0602
0.0485	0.0493
0.0495	0.0891
0.0498	0.0499
0.0478	0.0479
0.0402	0.0462
0.0306	0.0442
0.0427	0.0427
0.0560	0.0458
0.0593	0.049
0.0499	0.05
0.0466	0.0477
0.0448	0.0445
0.0415	0.0372
0.0384	0.039
0.0398	0.0825
0.0441	0.0497
0.0496	0.0494
0.0565	0.0517
0.0519	0.0136
0.0472	0.0342
0.0458	0.0529

Sigue en la página siguiente.

0.0458	0.0773
0.0447	0.0565
0.0439	0.0506
0.0450	0.05
0.0470	0.0836
0.0479	0.0516
0.0474	0.0428
0.0462	0.0303
0.0432	0.032
0.0406	0.0397
0.0417	0.0416
0.0444	0.0431
0.0460	0.046
0.0455	0.0509
0.0433	0.0682
0.0385	0.0561
0.0372	0.0537
0.0420	0.0622
0.0451	0.0621
0.0460	0.0551
0.0461	0.0803
0.0465	0.057
0.0462	0.0608
0.0460	0.0654
0.0445	0.0693
0.0433	0.0618
0.0425	0.0757
0.0441	0.0567
0.0839	0.0518

Sigue en la página siguiente.

0.0515	0.0502
0.0487	0.0494
0.0473	0.0489
0.0410	0.0498
0.0264	
0.0403	
0.0480	
0.0487	
0.0462	

Tabla 4. Datos del tiempo de oscilación [ms] de la contracción C1 y C4 sin lesión y con lesión muscular inducida, respectivamente; del participante person1be-lsom-right.

Anexo C. Gráficas de verificación de la calidad del filtro

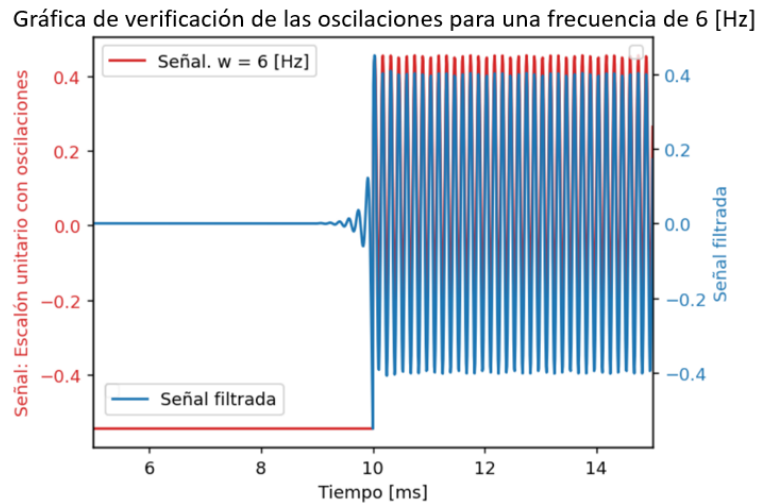


Figura 27. Gráfico de verificación de las oscilaciones. La señal del escalón unitario con oscilación de una frecuencia de 6 [Hz], y el filtrado de la señal roja se ve representado en color azul.

Gráfica de verificación de las oscilaciones para una frecuencia de 8 [Hz]

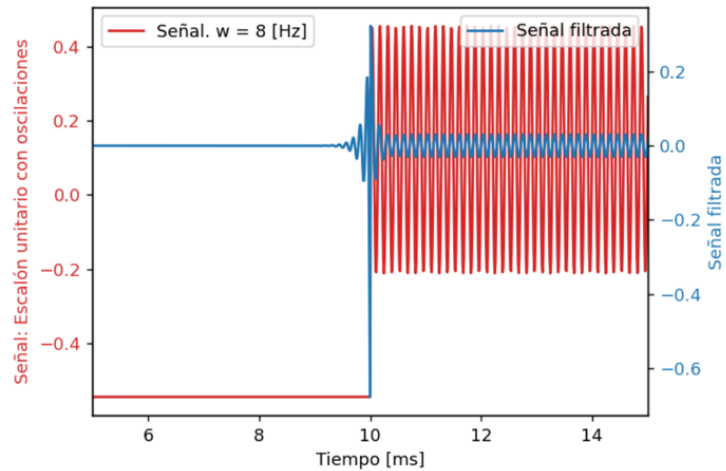


Figura 28. Gráfico de verificación de las oscilaciones. La señal del escalón unitario con oscilación de una frecuencia de 8 [Hz], y el filtrado de la señal roja se ve representado en color azul.

Anexo D. Gráfica de descripción del parámetro tiempo de oscilación de la señal

Gráfico de violín para el parámetro Tiempo de oscilación

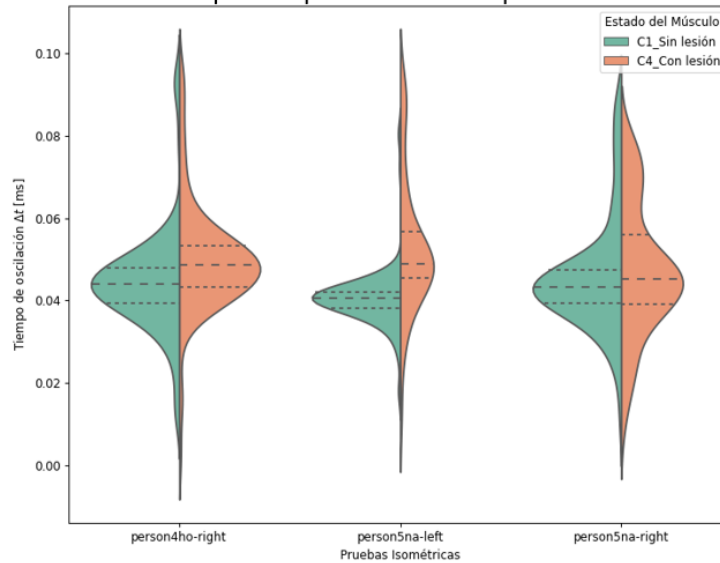


Figura 29. Gráfico de violín para el parámetro de tiempo de oscilación [ms] de la señal filtrada, a partir de un comparativo de las gráficas de violín con los datos de la prueba isométrica antes y después del protocolo de lesión muscular de los participantes person4ho-right, person5na-left, person5na-right.

BIBLIOGRAFÍA

Amaral, GM y col.: *Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables*. En: *SciELO Brasil* (). DOI: <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>.

Angelini, Corrado: *Acquired Neuromuscular Disorders: Pathogenesis, Diagnosis and Treatment*. En: *Acquired Neuromuscular Disorders: Pathogenesis, Diagnosis and Treatment* (ene. de 2016), págs. 1-288. DOI: 10.1007/978-3-319-29514-5.

Bhatt, Jaydeep M.: *The Epidemiology of Neuromuscular Diseases*. En: *Neurologic Clinics* 34 (4 nov. de 2016), págs. 999-1021. DOI: 10.1016/J.NCL.2016.06.017.

Carrasco, C. Martínez y col.: *Enfermedad neuromuscular: evaluación clínica y seguimiento desde el punto de vista neumológico*. En: *Anales de Pediatría* 81 (4 oct. de 2014), 258.e1-258.e17. DOI: 10.1016/J.ANPEDI.2014.02.024.

Castiglioni, Claudia y col.: *Enfermedades neuromusculares. Epidemiología y políticas de salud en Chile*. En: *Revista Médica Clínica Las Condes* 29 (6 nov. de 2018), págs. 594-598. DOI: 10.1016/J.RMCLC.2018.09.003.

Consenso colombiano para el seguimiento de pacientes con Distrofia muscular de Duchenne. En: *Pediatría* (3 ene. de 2020), págs. 75-84. DOI: 10.14295/p.v52i3.153.

Delgado-Diaz, Matthew C Kostek Diana C y col.: *Therapeutic Ultrasound Affects IGF-1 Splice Variant Expression in Human Skeletal Muscle*. En: (2011). DOI: 10.1177/0363546511414857.

Eslava Otálora, Andrea Cecilia: *Registro de pacientes con distrofinopatías en Colombia*. En: (ago. de 2016). DOI: https://doi.org/10.48713/10336_12351.

Fagerland, Morten W y col.: *The wilcoxon–mann–whitney test under scrutiny*. En: *Statistics in medicine* 28.10 (2009), págs. 1487-1497. DOI: <https://doi.org/10.1002/sim.3561>.

Fay, Michael P y col.: *Wilcoxon-Mann-Whitney or t-test? On assumptions for hypothesis tests and multiple interpretations of decision rules*. En: *Statistics surveys* 4 (2010), pág. 1. DOI: [10.1214/09-SS051](https://doi.org/10.1214/09-SS051).

Giovanna M. Amaral Hellen V. R. Marinho, Juliana M. Ocarino Paula L. P. Silva Thales R. de Souza Sérgio T. Fonseca: *Muscular performance characterization in athletes: a new perspective on isokinetic variables*. En: *Braz J Phys Ther.* (2014), págs. 521-529. DOI: <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0047>.

Guidon, Amanda C. y col.: *COVID-19 and neuromuscular disorders*. En: *Neurology* 94 (22 jun. de 2020), págs. 959-969. DOI: [10.1212/wnl.00000000000009566](https://doi.org/10.1212/wnl.00000000000009566).

Hereditary neuromuscular diseases. En: *European Journal of Radiology* 40 (3 dic. de 2001), págs. 184-197. DOI: [10.1016/S0720-048X\(01\)00399-0](https://doi.org/10.1016/S0720-048X(01)00399-0).

Karlsson, J. Stefan y col.: *Signal processing of the surface electromyogram to gain insight into neuromuscular physiology*. En: *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences* 367 (1887 ene. de 2009), págs. 337-356. DOI: [10.1098/RSTA.2008.0214](https://doi.org/10.1098/RSTA.2008.0214).

Knudson, Duane: *Fundamentals of Biomechanics*. Springer US, 2007. DOI: [10.1007/978-0-387-49312-1](https://doi.org/10.1007/978-0-387-49312-1).

“Mann–Whitney Test”. En: *The Concise Encyclopedia of Statistics*. New York, NY: Springer New York, 2008, págs. 327-329. DOI: [10.1007/978-0-387-32833-1_243](https://doi.org/10.1007/978-0-387-32833-1_243).

Mary, P. y col.: *Neuromuscular diseases: Diagnosis and management*. En: *Orthopaedics Traumatology: Surgery Research* 104 (1 feb. de 2018), S89-S95. DOI: [10.1016/J.OTSR.2017.04.019](https://doi.org/10.1016/J.OTSR.2017.04.019).

Mogollón, Aylen Lisset Jaimes y col.: *Design of a surface electromyographic register to quantify motor units in the foot drop disease*. En: (2010). DOI: 10.13140/2.1.2450.5605.

Moore, Keith: *Anatomía Con Orientación Clínica*. 2003. https://www.academia.edu/19566839/Moore_Anatomia_con_orientacion_clinica_7a_edicion.

Nguyen, Phuoc Si: *A Quality Factor QN for a Digital Band-Pass and Band-Stop Filter*. 2018. <https://www.researchgate.net/publication/325842515>.

Physical Medicine | Biodex. 2019. <https://www.biodex.com/physical-medicine>.

Shelat Amit, MD. Turley Ray BSN MSN: *Health Library. ¿Qué es una electromiografía?* 2018. <https://myhealth.ucsd.edu/Spanish/TestsProcedures/Neurological/>.

Stefania, Costamagna. Gianluca Abati. Elena Bresolin. Nereo Comi. Giacomo Pietro Corti.: *Management of patients with neuromuscular disorders at the time of the SARS-CoV-2 pandemic*. En: *Journal of Neurology* (mayo de 2021). DOI: 10.1007/S00415-020-10149-2/TABLES/3.

Thibodeau GA, Patton KT: *Anatomía y fisiología*. 2013.

V Baltzopoulos, D A Brodie: *Isokinetic dynamometry. Applications and limitations*. En: *Sport Med* (1989). DOI: 10.2165/00007256-198908020-00003.

Valderrama, Diana Natalia Andrea Botia: *Caracterización clínica y funcional de los pacientes con enfermedad de Pompe en Colombia*. <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/56962>.

Vicente, Leire Erro: *Comparación de las curvas de reclutamiento de unidades motoras extraídas con M-waves monopolares y bipolares*. 2014.

Willsky, Alan V. Oppenheim. Alan S.: *Señales y sistemas*. second. Vol. Segunda edición. Pearson, 2007.