



**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**



**ANÁLISIS Y DETECCIÓN DE FATIGA MUSCULAR CON
ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE EN SUJETOS EN AMBIENTE
LABORAL**

POR

Maria Fernanda Olarte Mora

Informe Final Memoria de Título presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para optar al grado académico de Ingeniera Civil Biomédica

Profesor guía

Pablo Esteban Aqueveque Navarro

Comisión

1. Rosa Liliana Figueroa Iturrieta
2. Daniel Gerónimo Sbarbaro Hofer

Julio 10 del 2023

Concepción
(Chile)

© 2023 Maria Fernanda Olarte Mora

© 2023 Maria Fernanda Olarte Mora

Ninguna parte de esta memoria puede reproducirse o transmitirse bajo ninguna forma o por ningún medio o procedimiento, sin permiso por escrito del autor.

Agradecimientos

Agradezco sinceramente a todo amigo, familiar y ser querido por ser parte de este proceso.

En primera instancia, deseo expresar mi profunda gratitud a mi profesor tutor, Pablo Aqueveque, por su orientación y apoyo a lo largo de este proceso.

También quiero agradecer a mis compañeras de carrera por la gran paciencia y el cariño que me han brindado, han sido parte fundamental para alimentar la motivación de culminar este trayecto.

Gracias a todos mis amigos y amigas por darme los momentos más gratificantes en esta etapa universitaria, agradezco los buenos y malos momentos, buena onda y cariño en lo que me adaptaba a este nuevo país, sin duda son muchas las alegrías que me dieron en momentos de frustración y dificultad.

Por último, pero no menos importante, quiero agradecer a toda mi familia, primos, tía, hermanos, y especial mención a mi madre Edith y a Luis, por ser un pilar de amor, confianza y apoyo, siempre me impulsaron a sacar lo mejor de mí y a siempre esforzarme hasta el final.

¡Gracias!

Resumen

La fatiga muscular es una sensación de cansancio extremo, tanto físico como mental, que se experimenta durante un trabajo prolongado o intenso. Esta fatiga puede ser causada por diversas razones, como posturas incómodas, esfuerzos continuos y repetidos, sobrecarga de trabajo, movimientos repetitivos y el ambiente físico del trabajo. Estos factores generan tensión constante en los músculos y articulaciones, así como la falta de descanso y recuperación muscular.

Para abordar la detección de contracciones y niveles de fatiga muscular, se desarrolló un algoritmo que utiliza la Transformada en Tiempo Corto de Fourier como herramienta matemática principal. Esta técnica permite analizar el comportamiento de la Frecuencia Mediana de la señal en el tiempo, ya que su disminución indica la presencia de fatiga muscular. El algoritmo utiliza un ajuste de regresión lineal para observar la tendencia de la señal a lo largo del tiempo y determinar diferentes niveles de fatiga muscular basados en los porcentajes de disminución. Los resultados del algoritmo se presentan en una Interfaz Gráfica de Usuario, donde se visualizan indicadores como la cantidad de contracciones, la señal preprocesada, la Frecuencia Mediana de la señal y los tiempos en los que se detectan los niveles de fatiga muscular.

El algoritmo se aplicó a un grupo de 30 personas sanas que realizaron dos tipos de ejercicios: contracciones isométricas y contracciones dinámicas. Los resultados obtenidos se evaluaron mediante análisis estadísticos, como el Test de Friedman y análisis de precisión y sensibilidad. Estos análisis demostraron que el algoritmo tiene un desempeño prometedor en la detección de fatiga muscular utilizando señales de electromiografía (EMG). Se observaron diferencias significativas en la detección de contracciones entre los ejercicios isométricos y dinámicos, lo que indica la capacidad del algoritmo para adaptarse a diferentes tipos de ejercicio. Además, se encontró una concordancia sustancial entre la fatiga detectada y percibida en los ejercicios dinámicos, lo que sugiere una mayor precisión en la detección de fatiga en ese tipo de ejercicios. Sin embargo, se identificaron algunas limitaciones, como las discrepancias en la detección de contracciones dinámicas y las variaciones en la precisión y sensibilidad en cada nivel de fatiga. Estas limitaciones podrían considerarse en futuras mejoras del algoritmo y en el diseño de nuevas investigaciones en el campo de la detección de fatiga muscular.

Abstract

Muscle fatigue is a feeling of extreme tiredness, both physical and mental, experienced during prolonged or intense work. This fatigue can be caused by various reasons, such as awkward postures, continuous and repeated efforts, work overload, repetitive movements and the physical environment of the work. These factors generate constant strain on muscles and joints, as well as lack of rest and muscle recovery.

To address the detection of muscle contractions and fatigue levels, an algorithm was developed using the Short Time Fourier Transform as the main mathematical tool. This technique allows analyzing the behavior of the Median Frequency of the signal over time, since its decrease indicates the presence of muscle fatigue. The algorithm uses a linear regression fit to observe the trend of the signal over time and determine different levels of muscle fatigue based on the percentages of decrease. The results of the algorithm are presented in a Graphical User Interface, where indicators such as the number of contractions, the preprocessed signal, the Median Frequency of the signal and the times at which muscle fatigue levels are detected are displayed.

The algorithm was applied to a group of 30 healthy people who performed two types of exercises: isometric contractions and dynamic contractions. The results obtained were evaluated by means of statistical analyses, such as the Friedman test and precision and sensitivity analyses. These analyses showed that the algorithm has a promising performance in the detection of muscle fatigue using electromyography (EMG) signals. Significant differences in contraction detection were observed between isometric and dynamic exercises, indicating the ability of the algorithm to adapt to different types of exercise. In addition, substantial agreement was found between detected and perceived fatigue in dynamic exercises, suggesting a higher accuracy in fatigue detection in that type of exercises. However, some limitations were identified, such as discrepancies in the detection of dynamic contractions and variations in accuracy and sensitivity at each fatigue level. These limitations could be considered in future improvements of the algorithm and in the design of new research in the field of muscle fatigue detection.

Tabla de contenidos

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN.....	9
1.1 INTRODUCCIÓN GENERAL	9
1.2 OBJETIVOS	10
1.2.1 <i>Objetivo General</i>	10
1.2.2 <i>Objetivos Específicos</i>	10
1.3 ALCANCES Y LIMITACIONES	10
1.4 METODOLOGÍA	11
1.5 TEMARIO	11
CAPITULO 2. MARCO TEÓRICO	13
2.1 INTRODUCCIÓN	13
2.2 FISIOLOGÍA MUSCULAR	13
2.2.1 <i>Tipos de fibras musculares</i>	14
2.3 FATIGA MUSCULAR	15
2.3.1 <i>Factores que contribuyen a la fatiga muscular durante las tareas laborales</i>	16
2.3.2 <i>Percepción de fatiga y/o esfuerzo</i>	16
2.4 PRINCIPIOS DE LA ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (SEMG)	17
2.4.1 <i>Electrodos de superficie</i>	18
2.4.2 <i>Adquisición y procesamiento de señal de EMG</i>	18
2.5 USO DE LA TRANSFORMADA DE FOURIER EN EL ANÁLISIS DE SEÑALES	19
2.5.1 <i>Transformada de Fourier</i>	19
2.6 DISCUSIÓN	20
CAPITULO 3. ESTADO DEL ARTE.....	22
3.1 INTRODUCCIÓN	22
3.2 INTRODUCCIÓN AL PROBLEMA.....	22
3.3 PARÁMETROS EXTRAÍDOS DE LA SEÑAL DE EMG	23
3.3.1 <i>Amplitud</i>	23
3.3.2 <i>Frecuencia</i>	24
3.3.3 <i>Relación entre la amplitud, frecuencia y fuerza muscular</i>	25

3.4	TÉCNICAS DE PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DE EMG	25
3.4.1	<i>Análisis en el dominio del tiempo</i>	26
3.4.1.1	Promedio temporal	26
3.4.1.2	Valor eficaz (RMS)	26
3.4.2	<i>Análisis en el dominio del tiempo - frecuencia</i>	27
3.4.2.1	Transformada de Wavelet	27
3.4.2.2	Distribución de Wigner-Ville	27
3.4.2.3	Transformada en tiempo corto de Fourier (STFT)	28
3.5	TAMAÑO DE VENTANA Y OVERLAP	29
3.6	DISCUSIÓN	30
CAPITULO 4. PROCEDIMIENTO E IMPLEMENTACIÓN		31
4.1	INTRODUCCIÓN	31
4.2	ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL	31
4.3	ALGORITMO	33
4.3.1	<i>Detección de contracciones</i>	36
4.3.2	<i>Aplicación de STFT</i>	38
4.3.3	<i>Regresión lineal</i>	39
4.4	INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO	40
4.5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	42
4.6	DISCUSIÓN	43
CAPITULO 5. RESULTADOS		44
5.1	INTRODUCCIÓN	44
5.2	RESULTADOS.....	44
5.2.1	<i>Análisis de precisión y sesgo en la detección de contracciones</i>	44
5.2.2	<i>Test de Friedman</i>	45
5.2.2.1	Ejercicios isométricos	45
5.2.2.2	Ejercicios dinámicos	46
5.2.3	<i>Análisis de precisión y sensibilidad en la detección de fatiga muscular</i>	47
5.2.3.1	Índice Kappa de Cohen	47
5.2.3.2	Análisis de precisión y sensibilidad para detección de niveles de fatiga	48
5.3	DISCUSIÓN	53
CAPITULO 6. CONCLUSIONES.....		55

CAPITULO 7. GLOSARIO	57
REFERENCIAS	58
A ANEXO A.....	63
A.1 CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	64
B ANEXO B.....	68
B.1 DATOS EJERCICIOS DINÁMICOS	69
C ANEXO C.....	72
C.1 DATOS EJERCICIOS ISOMÉTRICOS	73
D ANEXO D.....	76

Índice de Tablas

3.1	Parámetros de ventana de tiempo utilizado en estudios previos.	29
4.2	Pesos en [Kg] disponible en mancuernas para determinar el 100 % de la MVC y sus respectivos porcentajes	33
4.3	Parámetros STFT.	38
5.4	Estadística descriptiva de las pendientes de los sets de ejercicios isométricos.	45
5.5	Estadística descriptiva de las pendientes de los sets de ejercicios dinámicos.	46
B.1	Datos adquiridos en ejercicios dinámicos en set 1	69
B.2	Datos adquiridos en ejercicios dinámicos en set 2.	70
B.3	Datos adquiridos en ejercicios dinámicos en set 3.	71
C.1	Datos adquiridos en ejercicios isométricos en set 1.	73
C.2	Datos adquiridos en ejercicios isométricos en set 2.	74
C.3	Datos adquiridos en ejercicios isométricos en set 3.	75

Índice de Figuras

2.1	Contracción muscular	14
2.2	Tipos de fibra muscular	15
2.3	Escala de Borg	17
2.4	Electrodos de superficie	17
2.5	Diagrama de bloques adquisición de EMG	19
2.6	Diagrama de bloques de conversión de señal analógica a digital	19
3.7	Señal de EMG	23
3.8	Transformada en tiempo corto de Fourier	28
3.9	Ventanas de tiempo	30
4.10	Posicionamiento electrodos.	32
4.11	Escala de BORG.	33
4.12	Algoritmo general	35
4.13	Máscara binaria.	36
4.14	Preprocesamiento señal de EMG.	37
4.15	Detección de contracciones.	37
4.16	Filtro de media móvil en MDF de señal de EMG.	39
4.17	Regresión lineal MDF.	39
4.18	Niveles de fatiga muscular.	40
4.19	Diseño interfaz gráfica.	41
4.20	Indicadores de nivel de fatiga	42
5.21	Presición y sesgo en detección de contracciones.	45
5.22	Test de Friedman en pendientes de ejercicios isométricas.	46
5.23	Test de Friedman en pendientes de ejercicios dinámicos.	47
5.24	Coeficientes Kappa de Cohen.	48
5.25	Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO 1.	49
5.26	Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO 2.	49
5.27	Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO 3.	50
5.28	Precisión global detección de niveles de fatiga en contracciones isométricas.	50

5.29 Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN 1. 51

5.30 Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN 2. 51

5.31 Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN 3. 52

5.32 Presición global detección de niveles de fatiga en contracciones isométricas. 52

5.33 Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO. 53

5.34 Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN. 53

Capítulo 1. Introducción

1.1 Introducción General

La fatiga muscular es una sensación de agotamiento que se experimenta durante un trabajo físico o intelectual asociado al puesto de trabajo, prolongado o intenso, y que consiste en un cansancio extremo tanto a nivel físico como mental [1]. Las principales causas de la fatiga muscular en el trabajo pueden variar siendo algunas de las causas más comunes: posturas incómodas, esfuerzos continuos y repetidos, sobrecarga de trabajo, movimientos repetitivos y ambiente físico del trabajo, todos estos factores pueden provocar fatiga muscular debido a la tensión constante en los músculos y articulaciones, falta de descanso y recuperación muscular [2] [3].

Existen dos mecanismos básicos de fatiga muscular: la fatiga periférica, causada por cambios en la unión neuromuscular o distales a ella, y la fatiga central, provocada por cambios en el sistema nervioso central [4]. En los últimos años, los investigadores han utilizado la electromiografía (EMG) de superficie y la transformada en tiempo corto de Fourier (STFT) para analizar y detectar la fatiga muscular en las extremidades superiores [5].

La sEMG es una técnica no invasiva que registra la actividad eléctrica de los músculos, por otra parte, la STFT es un método de procesamiento de señales que permite analizar el contenido frecuencial de las señales sEMG a lo largo del tiempo. Mediante el uso de la STFT se analizan las señales de sEMG, a través de las cuales los investigadores han logrado detectar cambios en la frecuencia de las señales de electromiografía para detectar la presencia de fatiga muscular [5].

En la presente memoria de título, se ha trabajó para analizar y detectar la fatiga muscular durante las tareas laborales utilizando la sEMG y la STFT. Se revisaron estudios previos que han empleado estas técnicas para detectar la fatiga muscular, discutiendo sus limitaciones y futuras direcciones en este campo.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Implementar un sistema de monitoreo de la actividad electromiográfica para proporcionar información precisa sobre la actividad muscular de los trabajadores durante acciones repetitivas y la posible detección de la fatiga muscular.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Implementar un sistema de adquisición de actividad EMG certificado para obtener datos precisos sobre la actividad muscular durante acciones repetitivas.
- Desarrollo de algoritmo de detección de fatiga muscular que procese los datos adquiridos y pueda identificar los signos de fatiga en función de parámetros específicos.
- Diseño de interfaz gráfica de usuario intuitiva que presente de forma clara y comprensible los resultados de la detección de fatiga muscular. La interfaz mostrará información relevante sobre la detección de fatiga y proporcionar visualizaciones gráficas para facilitar la interpretación de los resultados.
- Evaluar el sistema implementado para la detección de fatiga muscular por medio de escalas estandarizadas (Escala de Borg).

1.3 Alcances y Limitaciones

- Utilización de un sistema certificado de electromiografía de superficie para adquirir datos de actividad muscular.
- Procesamiento de las señales de EMG utilizando algoritmos previamente desarrollados para la detección de fatiga muscular.
- Obtención de la aprobación del comité ético de la Vicerrectoría de Investigación y Desarrollo de la Universidad de Concepción para llevar a cabo el proyecto y aplicar el diseño experimental.

- Aplicación de diseño experimental en un grupo de 30 personas sanas. Los participantes serán requeridos para la realización de una sesión de ejercicios que involucran acciones repetitivas en el miembro superior. El protocolo no fue específicamente aplicado a personas que trabajaran en la industria.

1.4 Metodología

Se desarrolló un algoritmo en MATLAB R2023a, para poder preprocesar y procesar una señal de electromiografía (de contracción isométrica y contracciones dinámicas) determinando la variación de la Frecuencia Mediana aplicando la Transformada en Tiempo Corto de Fourier (STFT).

A partir de este algoritmo se diseñó una Interfaz Gráfica de Usuario en el mismo software para mostrar la detección de contracciones, detección y nivel de fatiga muscular que puede revelar la señal de electromiografía, además mostrando datos como los momentos en que se detectan los niveles de fatiga y pendiente que indica si hay disminución del parámetro objetivo que en este caso es la Frecuencia Mediana (MDF).

Una vez realizada la interfaz gráfica se adquirieron las señales de electromiografía de treinta adultos voluntarios en el Laboratorio de Ingeniería Civil Biomédica de la Universidad de Concepción para posteriormente evaluar el funcionamiento del algoritmo de detección de fatiga muscular en base a la percepción de fatiga que fueron presentando los participantes a medida que iban realizando los ejercicios propuestos.

1.5 Temario

Este trabajo presenta el siguiente temario:

- (I) Capítulo 1: Introducción en forma general del trabajo, indicando los objetivos y alcances del proyecto.
- (II) Capítulo 2: En esta sección se tiene el marco teórico, en el cual se entrega contexto sobre el tema y las tecnologías que se han desarrollado en el área. Además, se tiene una discusión en la que se describe la información más relevante del análisis bibliográfico.

- (III) Capítulo 3: En este capítulo se comenta sobre el desarrollo de diversas técnicas y métodos para evaluar y detectar la fatiga muscular en diversas investigaciones que se han enfocado tanto en el ámbito laboral como en el análisis del miembro de extremidad superior.
- (IV) Capítulo 4: Desarrollo del algoritmo implementado para la detección de contracciones y niveles de fatiga muscular y la aplicación de los análisis estadísticos para la evaluar del algoritmo.
- (V) Capítulo 5: Se comenta y discute sobre los resultados obtenidos por medio de los diferentes análisis estadísticos.
- (VI) Capítulo 6: Pensamientos finales de la implementación del algoritmo para la detección de los niveles de fatiga muscular, limitaciones enfrentadas durante el desarrollo del proyecto y posibles direcciones futuras.

Capítulo 2. Marco Teórico

2.1 Introducción

En el presente capítulo se describirán los términos y tópicos de interés a través de un estudio bibliográfico que permitirá el entendimiento y desarrollo del proyecto a realizar, por lo que discutirá sobre los siguientes temas: fisiología muscular, factores que contribuyen a la fatiga muscular durante las tareas laborales, principios de la electromiografía de superficie (sEMG), uso de la transformada de Fourier en el análisis de señales.

2.2 Fisiología muscular

El sistema musculoesquelético, o sistema locomotor, es un sistema del cuerpo humano que proporciona movimiento, estabilidad, forma y soporte; se encuentra subdividido en dos sistemas: el sistema muscular y el sistema esquelético. El sistema muscular incluye todos los músculos del cuerpo, particularmente, los músculos esqueléticos que son aquellos que forman parte de las articulaciones para producir el movimiento. El sistema esquelético tiene como componente principal los huesos, que se unen entre sí formando las articulaciones, estructurando el cuerpo.

El proceso fisiológico mediante el cual los músculos generan tensión y se acortan o estiran en respuesta a un estímulo previo de extensión se conoce como mecanismo de contracción muscular [6]. Esta contracción se desencadena cuando un potencial de acción viaja desde los nervios hacia los músculos. La señal de contracción se origina cuando el sistema nervioso genera un impulso llamado potencial de acción, el cuál se transmite a través de neuronas motoras. A nivel químico, se producen reacciones que reorganizan las fibras musculares, acortando el músculo y dando lugar a la contracción [7]. Este proceso de contracción muscular se lleva a cabo mediante el deslizamiento de los filamentos de miosina y actina entre sí, lo que acorta el sarcómero [8]. La contracción muscular está regulada por la presencia de calcio, ATP y magnesio. Además se requiere energía en forma de ATP para mantener la contracción muscular, ya que se obtiene de enlaces ricos en esta molécula [7].

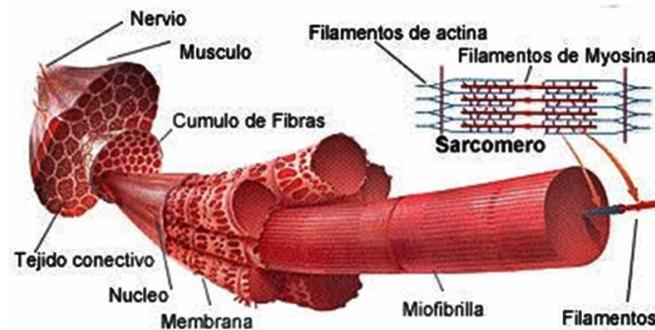


Fig. 2.1: Mecanismo de contracción muscular [6].

En las investigaciones de fatiga muscular se estudian principalmente dos tipos de contracciones muscular:

- Contracciones isométricas: los músculos generan fuerza sin cambiar su longitud [9].
- Contracciones dinámicas: las fibras musculares se contraen y modifican su longitud [9].

2.2.1 Tipos de fibras musculares

Las fibras musculares son células musculares individuales que componen los músculos esqueléticos. Cada fibra muscular es una célula muscular individual y puede variar en longitud desde unos milímetros hasta más de un metro [10]. Existen diferentes tipos de fibras musculares (Figura 2.2), que se clasifican en base a su velocidad de contracción y su capacidad de generar energía, siendo los principales tipos [11]:

- Fibras lentas o tipo I: Son de color rojo oscuro que tienen un diámetro pequeño y una baja capacidad de generar fuerza. Sin embargo, tienen una alta resistencia a la fatiga debido a que obtienen energía por vía aeróbica a partir de la oxidación de la glucosa y ácidos grasos.
- Fibras rápidas o tipo IIB: Son fibras de color blanco que poseen un diámetro grande y una alta capacidad de generar fuerza. Sin embargo, tienen una baja resistencia a la fatiga, ya que obtienen energía por vía anaeróbica por medio de la glucólisis.
- Fibras intermedias o tipo IIA: Tienen características mixtas entre las fibras lentas y rápidas. Tienen un color rojo claro y un diámetro medio. Pueden generar fuerza moderada y tienen una resistencia media a la fatiga ya que pueden obtener energía tanto de forma aeróbica como anaeróbica.

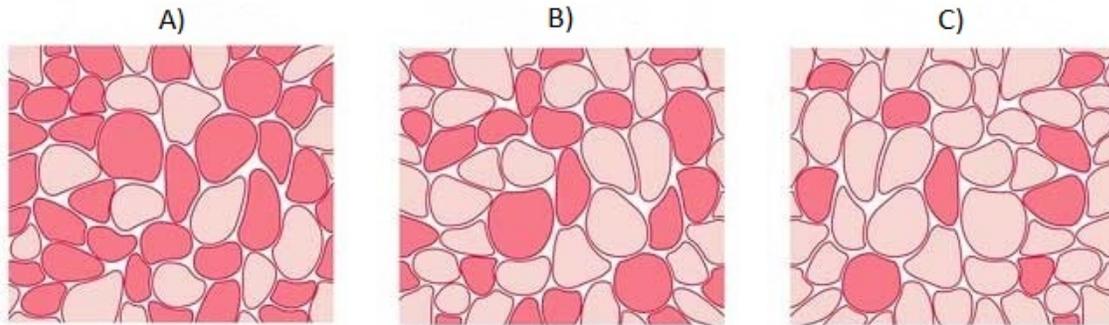


Fig. 2.2: Tipos de fibras musculares, A) Fibras lentras o tipo I, B) Fibras intermedias o tipo IIA, C) Fibras rápidas o tipo IIB [11].

2.3 Fatiga muscular

El término de fatiga muscular se utiliza comúnmente para describir una disminución reversible del rendimiento o un aumento de la dificultad real o percibida para realizar una actividad física. También es entendida como la incapacidad de mantener un nivel requerido de fuerza muscular, lleva a detener el esfuerzo y depende de varias variables [12]. La fatiga muscular puede ser clasificada en base a su origen y a su duración. Con respecto a su origen hay dos tipos que corresponden a la fatiga central y periférica [13].

La fatiga central hace referencia a las alteraciones en el funcionamiento cerebral interpretándose como variaciones o fallas voluntarias e involuntarias que ocurren en varios niveles de las estructuras nerviosas que intervienen en la actividad física provocando una alteración en la transmisión desde el SNC o en el reclutamiento de axones motores [14].

La fatiga periférica muscular, se presenta en base a factores como lo son la permanencia e intensidad de la actividad, clase de fibra muscular reclutada, nivel de entrenamiento del sujeto y condiciones ambientales para el ejercicio. Se produce a través de un encadenamiento de factores como la reducción en la activación de las motoneuronas, que parte del Sistema Nervioso Central pasando posteriormente al nervio periférico produciendo el fallo en la transmisión neuromuscular, que está directamente afectando el retículo sarcoplasmático, los acoplos de calcio - troponina y reducciones en los acoplos de actina - miosina [15].

2.3.1 Factores que contribuyen a la fatiga muscular durante las tareas laborales

La fatiga muscular durante las tareas laborales puede ser a causa de múltiples factores que conllevan desde la deshidratación hasta factores ambientales. A continuación, están algunos de los factores desde el punto de vista ergonómico en tareas laborales siendo:

- Posturas de trabajo inadecuadas: Las posturas de trabajo inadecuadas pueden causar fatiga muscular debido a la tensión muscular estática o dinámica.
- Movimientos repetitivos: Los movimientos repetitivos pueden causar fatiga debido a la sobrecarga en músculos específicos utilizados para esta tarea.
- Levantamiento y transporte de cargas: Levantar y transportar cargas pesadas puede causar fatiga muscular debido a la sobrecarga en los músculos utilizados para esa tarea.
- Temperatura y humedad: Estas condiciones ambientales pueden disminuir la capacidad del cuerpo para regular la temperatura, transportar nutrientes y oxígenos a los músculos.
- Diseño de herramientas y equipos: El diseño inadecuado de herramientas y equipos puede contribuir a la fatiga muscular al aumentar la tensión muscular o la sobrecarga en ciertos músculos.

2.3.2 Percepción de fatiga y/o esfuerzo

La escala de Borg, conocida como escala de percepción del esfuerzo, es una escala que nos permite identificar la intensidad del ejercicio en función de la sensación de exigencia o dificultad que una persona puede percibir. Este método se usa desde la década de los 70, cuando Borg lo ideó por primera vez, originalmente estaba compuesta por 20 niveles de percepción [16] [17].

En el año 1982, Borg desarrolla una escala de 0 - 10 de valor de esfuerzo, siendo actualmente la más utilizada debido a su practicidad. Si la fuerza utilizada en la tarea es "muy, muy débil." casi ausente, se le asigna un valor de 0.5. Por el contrario, si la fuerza requerida es la máxima se asigna el valor 10, de esta forma los valores se relacionan con el porcentaje de contracción voluntaria máxima, en donde 0 % significa que el músculo está completamente relajado, en apoyo y sin ejercer esfuerzo alguno y 100 % se refiere al esfuerzo máximo que realiza el trabajador cuando realiza la tarea [16] [18]. Ver Figura 2.3.

Nivel indicador	Valor	Denominación	% contracción voluntaria máxima
	0	Nada en absoluto	0%
	0,5	Muy, muy débil (casi ausente)	
	1	Muy débil	10%
	2	Débil	20%
	3	Moderado	30%
	4	Moderado +	40%
	5	Fuerte	50%
	6	Fuerte +	60%
	7	Muy fuerte	70%
	8	Muy, muy fuerte	80%
	9	Extremadamente fuerte	90%
	10	Máximo	100%

Fig. 2.3: Escala de Borg para la percepción de esfuerzos [18].

2.4 Principios de la electromiografía de superficie (sEMG)

La electromiografía es un registro de la actividad eléctrica generada por los músculos durante su contracción, controlada por el sistema nervioso. Esta señal proporciona información sobre las características anatómicas y fisiológicas de los músculos, es decir, representa la actividad eléctrica de las unidades motoras del músculo y consisten en dos tipos: EMG de superficie y EMG intramuscular [19]. La EMG de superficie no tiene la capacidad de captar la señal de una sola unidad motora, usualmente se ocupa para el estudio del comportamiento promedio de un músculo o un grupo muscular, por lo mismo es ventajoso su uso para evaluar gestos motores. No obstante, existe la potencial contaminación de la señal por la musculatura adyacente, esto a causa del área de registro mayor que tienen los electrodos de superficie, además, si son alámbricos los cables pueden incomodar al momento de ejecutar el movimiento [19].

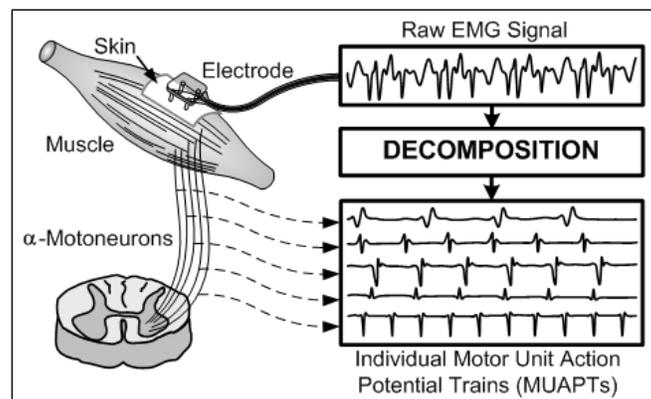


Fig. 2.4: Adquisición de señal de EMG de superficie con electrodos de superficie [20].

2.4.1 Electrodo de superficie

Para adquirir la señal de electromiografía de superficie se hace uso de los electrodos superficiales, son definidos como sensores de la actividad eléctrica de un músculo fluyendo en el tejido, en la corriente eléctrica y por los cables metálicos. Los sensores de este tipo se caracterizan por diferentes parámetros, como forma, dimensiones, tecnología y materiales. Clasificándolos según su material y tecnología, se encuentran los electrodos secos que están fabricados con metales nobles como el oro, platino o plata; y los electrodos húmedos, que son todos aquellos que incluyen una capa de gel conductor, hidrogel o esponja con solución electrolítica, actuando como interfaz entre la piel y la parte metálica del electrodo. Usualmente son autoadhesivos y se suelen emplear aquellos que están fabricados de plata-cloruro de plata (Ag/AgCl) [20] [21].

2.4.2 Adquisición y procesamiento de señal de EMG

Desde el punto de vista frecuencial hay otra variedad de perturbaciones que afectan la calidad de la señal de EMG en términos de relación señal - ruido: ruido en el equipo electrónico, ruido ambiental, artefacto de movimiento e inestabilidad de la señal. Estos elementos parásitos que se añaden a la señal, en parte pueden ser eliminados empleando de forma correcta el sistema de adquisición (electrodos y hardware) [22].

Teniendo en cuenta que la adquisición de la señal es a través de electrodos de superficie, la señal debe pasar por una serie de procesamientos con el objetivo de disminuir o eliminar parte del ruido provocado por las perturbaciones ya mencionadas. En primera instancia esta pasa por una etapa de amplificación, esto a causa a que las señales mioeléctricas son de amplitud pequeña (250 microV durante la contracción) por lo que el ruido ambiental o el ruido de línea (60 [Hz]) puede provocar una falsa interpretación de los resultados siendo necesario que el amplificador sea lo suficientemente sensible para detectar estas señales y tenga la capacidad de rechazar gran parte del ruido externo. Para este propósito se suele ocupar un amplificador de instrumentación, que cumple con estas características y además es fabricado para este propósito [23].

Posteriormente, la señal pasa por una etapa de filtrado, ya que generalmente se requiere que la señal electromiográfica esté en una determinada banda de frecuencia (banda de 20 Hz a 300 Hz), para lo cual se ocupa un filtro pasabanda o bien, un filtro integrador pasa bajas y un filtro derivador pasa altas de primer orden. El filtro pasa bajos se emplea para registrar de forma efectiva los datos correspondientes a la estimulación muscular y eliminar las interferencias a altas frecuencias y el filtro pasa alto para reducir

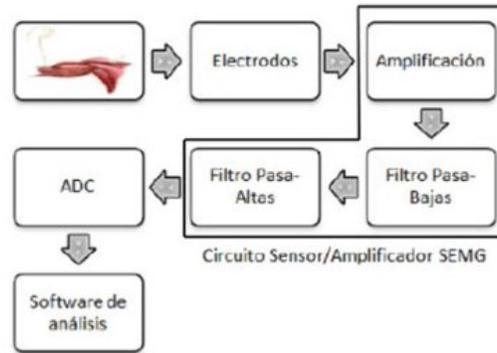


Fig. 2.5: Diagrama de bloques que explica el proceso de adquisición de la señal electromiográfica de superficie [23].

los efectos de artefactos de movimiento e inestabilidad entre el electrodo y la piel [24].

Continuamente se pasa por un convertidor analógico digital (ADC) que es un dispositivo electrónico capaz de convertir una señal analógica, ya sea de corriente o de voltaje, en una señal digital mediante un cuantificador y codificándose en la mayoría de los casos en código binario. Este a su vez consta de varias etapas: muestreo, que consiste en tomar muestras de la señal en intervalos periódicos; cuantificación, que es una operación no lineal la cual aproxima una señal continua a una señal discreta; y codificación, que es proceso de conversión de cada valor de la señal discreta a digital [14][25].

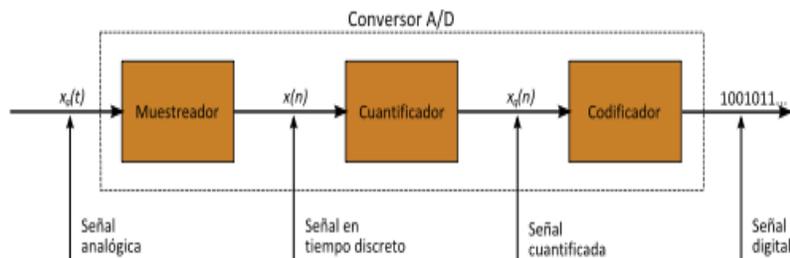


Fig. 2.6: Diagrama de bloques de conversión de señal analógica a digital [14][25].

2.5 Uso de la Transformada de Fourier en el análisis de señales

2.5.1 Transformada de Fourier

La Transformada de Fourier es una herramienta matemática que es una generalización de la serie de Fourier, siendo utilizada para la descomposición de una señal periódica o no periódica en sus componentes de frecuencia. Convierte una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, permitiendo

analizar la distribución de frecuencias en la señal [26].

Es importante en el análisis de señales ya que permite revelar información sobre la distribución de frecuencias en una señal abriendo paso a una manipulación de la señal más efectiva. Esta herramienta tiene una amplia variedad de aplicaciones, incluyendo el procesamiento de señales de audio, la compresión de datos, la eliminación de ruido y la detección de señales. Su expresión matemática que se puede ver en la ecuación 3.4.5 se entiende como una integral que mide la contribución de cada frecuencia posible en la señal original, la cual es descompuesta en una suma de ondas sinusoidales de diferentes frecuencias, cada una con cierta amplitud y fase específica [27].

$$F(k) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{-2\pi ikx} dx \quad (2.5.1)$$

siendo $f(x)$ la señal que se desea transformar, k la frecuencia e i es la unidad imaginaria.

Existen distintas versiones de la transformada de Fourier a causa de las diversas necesidades y aplicaciones para las que se puede utilizar. Cada tipo se adapta a un conjunto particular de condiciones o características de la señal que se desea analizar como lo puede ser aquellos datos en que son muestreados digitalmente [28] y para analizar señales no estacionarias en diferentes intervalos de tiempo [29]. Algunos de los tipos más comunes son:

- Transformada de Fourier Discreta (DF).
- Transformada en Tiempo Corto de Fourier (STFT).

2.6 Discusión

El conocimiento de la fisiología muscular es fundamental para la comprensión de la generación de contracciones musculares y cómo se produce la fatiga. Se ha descrito el mecanismo de contracción muscular, que implica la interacción de los filamentos de miosina y actina. Se destaca la importancia de los diferentes tipos de fibras musculares y sus características en relación con la fatiga. Se identifican varios factores que contribuyen a la fatiga muscular durante las tareas laborales que incluyen desde posturas de trabajo inadecuadas, movimientos repetitivos, levantamiento y transporte de cargas, hasta condiciones ambientales, siendo importante considerar estos factores para analizar la fatiga muscular en entornos laborales además de la importancia de la percepción de fatiga y/o esfuerzo en el estudio de la fatiga

muscular. La electromiografía de superficie se menciona como técnica utilizada para registrar la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción destacando que proporciona información sobre las características anatómicas y fisiológicas de los músculos revelando información que puede estar relacionada con la fatiga muscular. Finalmente, la Transformada de Fourier es una herramienta matemática utilizada para descomponer una señal en sus componentes de frecuencia. Se destaca su uso en el análisis de señales de EMG para identificar patrones de actividad muscular en diferentes bandas de frecuencia que en conjunto con la EMG de superficie puede proporcionar parámetros relacionados con la fatiga muscular.

Capítulo 3. Estado del arte

3.1 Introducción

La fatiga muscular es un fenómeno común en trabajadores que realizan actividades repetitivas y se ha convertido en un problema importante en la salud laboral. Para la detección de fatiga muscular en personas que están en el trabajo laboral, se han empleado diversas técnicas siendo la electromiografía de superficie una de las más empleadas. En el presente capítulo se describe el problema que implica la fatiga laboral en el ámbito laboral, sus fundamentos teóricos, las tecnologías disponibles y metodologías necesarias para el diseño e implementación de la detección de la fatiga muscular en sujetos en condiciones laborales.

3.2 Introducción al problema

Los Work-Related Upper Extremity Disorders (WRUED) o bien, los Trastornos de las Extremidades Superiores relacionados al Trabajo, son un problema común en el ámbito laboral especialmente en trabajos que requieren el uso repetitivo de estas extremidades, tal como la manipulación de herramientas y equipos. La fatiga muscular se produce cuando los músculos no pueden sostener la fuerza necesaria para realizar una tarea en un periodo prolongado de tiempo. Como bien se ha mencionado, puede ser causada por una variedad de factores como la repetición de movimientos, postura inadecuada, carga física y trabajo prolongado sin descanso [12].

Desde la ergonomía, la fatiga muscular en trabajadores se ve relacionada con la forma en que se diseñan los lugares de trabajo, el equipo y las herramientas que deben ocupar debido a que en muchas ocasiones estas no se adaptan de forma adecuada a la persona que debe manipularlas. Además, en muchas ocasiones las personas se ven enfrentadas a realizar acciones repetitivas y aumento de cargas por estar involucrados en trabajos de línea de producción, construcción, de limpieza y de carga y descarga que provoca la superación de la capacidad del individuo manifestándose en sensaciones desagradables causadas por la sobrecarga muscular y fatiga excesiva que aumenta el riesgo de trastornos musculoesqueléticos, lesiones, deterioro de la calidad de vida que en ocasiones se ve relegado en la disminución de la productividad y eficiencia en el lugar de trabajo [30] [17] [31].

La tecnología de electromiografía de superficie se utiliza comúnmente para medir la actividad muscular utilizándose para la detección de fatiga muscular en tiempo real. Los datos obtenidos de la EMG pueden ayudar a empleadores y trabajadores a identificar los factores de riesgo ergonómicos de forma que se puedan realizar cambios en los lugares de trabajo para prevenir las lesiones musculoesqueléticas relacionadas al trabajo [32].

3.3 Parámetros extraídos de la señal de EMG

Hay múltiples parámetros que se han extraído de las señales de electromiografía analizar diferentes características de la actividad muscular permitiendo proporcionar información de fatiga muscular a través de la amplitud y frecuencia, que son dos de las características más comunes de la EMG.

3.3.1 Amplitud

La amplitud es uno de los parámetros principales que destaca en la señal de electromiografía, es una medida de la actividad eléctrica de los generada por la fibras musculares reclutadas durante la contracción muscular medida en microvoltios [μV] o milivoltios [mV] [22].

Esta medida puede verse afectada por diferentes factores como lo son la fatiga muscular, cantidad de fibras musculares activas y el grado de simetría entre los músculos, lo que da lugar al análisis a diferentes características de la actividad muscular, como la latencia de activación muscular y presencia de patrones de actividad muscular asimétricos [33].

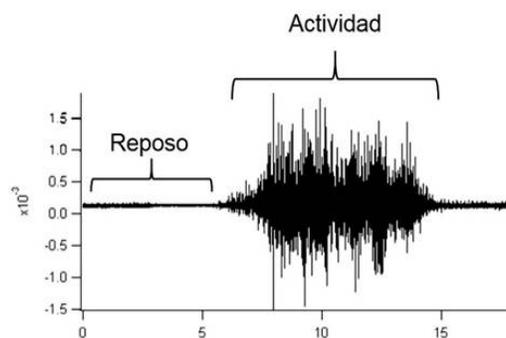


Fig. 3.7: Cambios en la amplitud de la señal de EMG cuando el músculo está en reposo y cuando hay actividad [34].

3.3.2 Frecuencia

La frecuencia en la señal de electromiografía se refiere a la cantidad de ciclos de actividad eléctrica que ocurren en un segundo. Esta se mide en Hertz [Hz] y puede variar dependiendo de la actividad muscular que se esté midiendo [35].

Es importante el análisis de este parámetro, y como es de conocimiento, la señal de EMG está representada en el dominio del tiempo, de forma que es necesario aplicar ciertas herramientas matemáticas para el análisis de la frecuencia de la señal ya que a partir de este parámetro se pueden extraer características que pueden ayudar a describir la fatiga muscular como: Potencia espectral (PS), Frecuencia Media (MNF) y Frecuencia Mediana (MDF).

- **Potencia Espectral:** La PS de la señal de EMG se refiere a la cantidad de energía en la señal de EMG en diferentes bandas de frecuencia, puede proporcionar información sobre la distribución de la energía en la señal de EMG caracterizando diferentes tipos de actividad muscular.
- **Frecuencia Media:** La MNF es una frecuencia promedio que se calcula como la suma del producto del espectro de potencia de la señal de EMG y la frecuencia dividida por la suma total del espectro de frecuencia. También es denominada como frecuencia de potencia media y potencia espectral media [36].

$$\text{MNF} = \frac{\sum_{j=1}^M f_j P_j}{\sum_{j=1}^M P_j} \quad (3.3.1)$$

Donde f_j es el valor de la frecuencia en el PS de la señal de EMG en el intervalo de frecuencia j , P_j es el PS en el intervalo de frecuencia j y M es el largo del intervalo de frecuencia [36].

- **Frecuencia Mediana:** La MDF es una frecuencia en la que el espectro de potencia de la señal de EMG se divide en dos regiones con igual amplitud, es decir, el 50 % de la energía está por encima de la frecuencia mediana y el otro 50 % está por debajo. Cuando se determinar se conoce como el punto en el que la distribución acumulada de energía alcanza el 50 % [36].

$$\sum_{j=1}^M \text{MDF} \cdot P_j = \sum_{j=\text{MDF}}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j \quad (3.3.2)$$

Debido a la forma sesgada del espectro de potencia la MNF siempre es ligeramente más alto que la MDF, sin embargo, la estimación de la MDF se ve menos afectada por el ruido aleatorio, particularmente

en el caso del ruido ubicado en la banda de alta frecuencia del PS, por la fatiga muscular y el porcentaje de disminución de este parámetro puede ayudar a especificar el nivel de fatiga que se está percibiendo [36].

3.3.3 Relación entre la amplitud, frecuencia y fuerza muscular

La relación entre la amplitud de la señal de EMG y la frecuencia está relacionada con las propiedades de la actividad muscular. Generalmente una mayor amplitud en la señal de EMG indica una mayor activación muscular, es decir, una mayor intensidad en la contracción muscular. En la literatura, se han generado diferentes conflictos con los resultados contradictorios de la MNF y la MDF con el efecto de la fuerza existiendo tres casos diferentes:

- Caso 1: La MNF y la MDF no se ven afectados o ligeramente afectados por la fuerza muscular o los niveles de carga.
- Caso 2: La MNF y la MDF aumentan a medida que aumentan los niveles de fuerza muscular.
- Caso 3: La MDF y MNF disminuyen a medida que aumentan los niveles de fuerza muscular.

Sin embargo, en publicaciones, trabajos e investigaciones recientes se ha visto de forma más común el tercer caso [29] [37] [33] explicándose a que se puede deber cuando se trabaja a intensidades muy altas o cuando se alcanza un estado de fatiga muscular, de manera que la disminución de estos parámetros puede reflejar que existe una mayor contribución de fibras musculares de contracción lenta que tienen características de frecuencia más bajas [11].

3.4 Técnicas de procesamiento de la señal de EMG

El procesamiento de la señal electromiográfica (EMG) implica el uso de varias herramientas para analizar y caracterizar la señal en el dominio del tiempo, la frecuencia y el tiempo-frecuencia, siendo importante que primera instancia la señal pase por una instancia de preprocesamiento para evitar ruidos que igual pueden presenciarse en la señal de EMG [29]. Posterior al preprocesamiento se da lugar al procesamiento siendo algunas de las herramientas comunes:

3.4.1 Análisis en el dominio del tiempo

3.4.1.1 Promedio temporal

El promedio temporal es una técnica de procesamiento de señales de EMG que se utiliza para calcular el promedio de la señal EMG en un intervalo de tiempo. Esta técnica se utiliza para analizar la actividad eléctrica de los músculos y proporciona información sobre la actividad muscular promedio en un intervalo de tiempo determinado. En estudios de procesado avanzado de señal de EMG, se ha utilizado el promedio temporal para la diferenciación y estimación del movimiento del dedo corazón y anular [38]. También se ha ocupado para el análisis de tiempo-frecuencia de señales electromiográficas en movimientos explosivos y para el análisis de señales de EMG capturadas en diferentes posiciones estáticas [38] [39].

$$\text{Promedio temporal} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3.4.1)$$

Su expresión matemática se ve en la ecuación 3.4.1 siendo N el número de muestras de la señal de EMG en el intervalo de tiempo y x es el valor de la señal EMG en cada muestra [38].

3.4.1.2 Valor eficaz (RMS)

Es una técnica de procesamiento de señales de EMG que se utiliza para calcular la raíz cuadrada media de los cuadrados de la señal de EMG proporcionando una amplitud promedio. Se ha empleado para la estimación de movimientos de la mano, así como se utilizado para evaluar la capacidad de identificación de distintos tipos de fibras musculares [38] [40].

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3.4.2)$$

siendo su expresión matemática la ecuación 3.4.2 donde N es el número de muestras de la señal y x es el valor de la señal de EMG en cada muestra [40].

3.4.2 Análisis en el dominio del tiempo - frecuencia

3.4.2.1 Transformada de Wavelet

La transformada de Wavelet (CWT) es una técnica de análisis de señales que utiliza funciones de onda llamadas Wavelets para representar la señal en términos de tiempo y frecuencia simultáneamente. Las wavelets son funciones matemáticas que se utilizan para descomponer una señal en diferentes escalas y frecuencias [41] [42] [29].

En el caso específico de la señal de EMG, la CWT se ha utilizado para representar la señal en términos de tiempo y frecuencia simultáneamente utilizándose para clasificar señales de EMG en su fase transitoria [29], su expresión matemática es la siguiente:

$$W(a, b) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*(at - b) dt \quad (3.4.3)$$

donde $W(a, b)$ es el coeficiente de la WT para un valor de escala a y desplazamiento b . $f(t)$ es la señal de entrada $\psi(at - b)$ es la función wavelet conjugada compleja [42].

3.4.2.2 Distribución de Wigner-Ville

La distribución de Wigner-Ville (WVD) es una técnica de análisis de señales utilizada en el procesamiento de señales de electromiografía. Se ha empleado para obtener información sobre la energía y la frecuencia de una señal en el dominio del tiempo-frecuencia [43] [44].

Proporciona una representación tiempo-frecuencia de una señal al calcular la transformada de Fourier de tiempo corto (STFT) para cada punto en el tiempo, lo que significa que se analizan segmentos pequeños de la señal en diferentes puntos de tiempo para capturar las variaciones de frecuencia en función del tiempo permitiendo identificar cambios rápidos en la señal y caracterizar eventos transitorios [43].

Al utilizar esta técnica en el análisis de señales de EMG, es posible identificar y estudiar patrones de activación muscular, determinar la frecuencia dominante de las señales musculares, detectar los cambios de amplitud y evaluar la sincronización de la activación muscular en diferentes regiones del cuerpo. [44]

$$W(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t + \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (3.4.4)$$

donde $W(t, \omega)$ es la distribución de Wigner-Ville de la señal $x(t)$ en el tiempo t , la frecuencia corresponde a ω , $x^*t(t)$ es la señal conjugada compleja y τ es un parámetro de tiempo [44].

3.4.2.3 Transformada en tiempo corto de Fourier (STFT)

La STFT (Short Time Fourier Transform) en sus siglas en inglés, es una técnica de análisis de señales utilizada para analizar señales no estacionarias [29]. La STFT es una adaptación de la transformada de Fourier que permite analizar cómo cambia el contenido de frecuencia de una señal no estacionaria a lo largo del tiempo. Esta transformada posibilita analizar la señal en pequeñas secciones de tiempo, detectando cambios en la distribución de frecuencias a lo largo del tiempo [45] [11] [46]. Su expresión matemática es la siguiente:

$$F(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot w(\tau - t) \cdot e^{-j\omega t} dt \quad (3.4.5)$$

siendo $f(x)$ la señal de interés, $w(\tau - t)$ la ventana de análisis que se va desplazando a lo largo de la señal de entrada, t es el tiempo y ω la frecuencia [46].

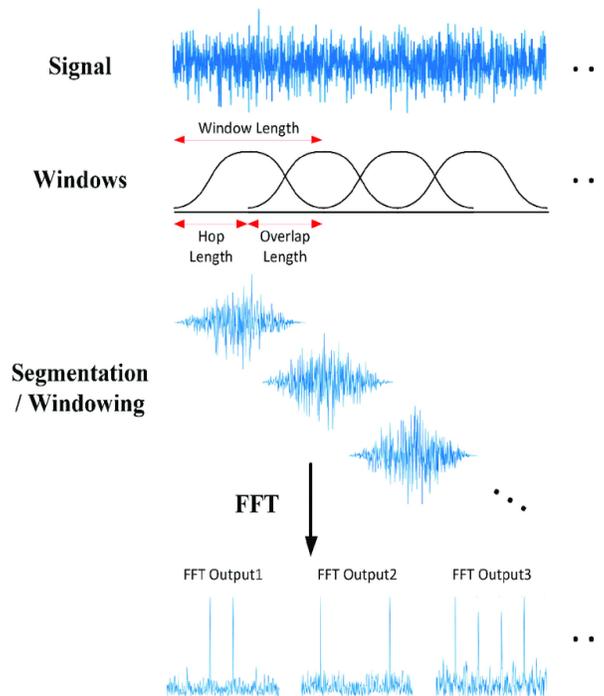


Fig. 3.8: Ilustración de aplicamiento de la transformada en tiempo corto de Fourier (STFT) en una señal [47].

La STFT comúnmente se utiliza en el análisis de señales de electromiografía (EMG) para la detección de cambios en la actividad muscular que pueden ser causados por diferentes factores, entre ellos: cambios en la activación en las unidades motoras, cambios en la sincronización de las unidades motoras, cambios en la forma de onda de la señal y cambios en la estructura química de las membranas celulares, que pueden además de detectar fatiga muscular puede ser indicativos de enfermedades neuromusculares como esclerosis lateral amiotrófica, distrofia muscular, miopatía y neuropatía [11] [39].

3.5 Tamaño de ventana y overlap

El tamaño de la ventana y overlap en la aplicación de métodos matemáticos para el análisis de señales, como la Transformada en Tiempo Corto de Fourier (STFT), se refieren a la longitud de la ventana que se utiliza para aplicar el métodos matemático y la cantidad de solapamiento entre ventanas consecutivas. En trabajos relacionados con la detección de fatiga muscular, se utilizan ventanas grandes y overlaps mayores al 50 % para obtener una representación precisa de la señal de EMG en el dominio tiempo-frecuencia [11] [29].

En el caso de la publicación «*A Real-Time Algorithm to Estimate Shoulder Muscle Fatigue Based on Surface EMG Signal For Static and Dynamic Upper Limb Task*», donde desarrollan y evalúan un algoritmo de detección de fatiga muscular basado en electromiografía de superficie usando la Frecuencia Mediana de la Densidad de Potencia Espectral a través de la WT y STFT sobre las señales con fines comparativos, en la aplicación de la STFT sobre la señal a analizar utilizan los siguientes parámetros en ventana para la detección de presencia de fatiga muscular:

Parámetro	Valor en tiempo (s)	Valor en número de muestras (ptos)
$W1$	1,1	2120
$\delta t1$	0,0052	10

Tabla 3.1: Parámetros de ventana de tiempo utilizado en estudios previos.

Estos parámetros se ven reflejados en la aplicación de la STFT para determinar la Frecuencia Mediana de la señal de EMG, siendo $W1$ el tamaño de la ventana y $\delta t1$ el desfase que hay entre cada ventana indicando que hay una superposición entre las ventanas mayor al 50 % como se observa en la siguiente imagen:

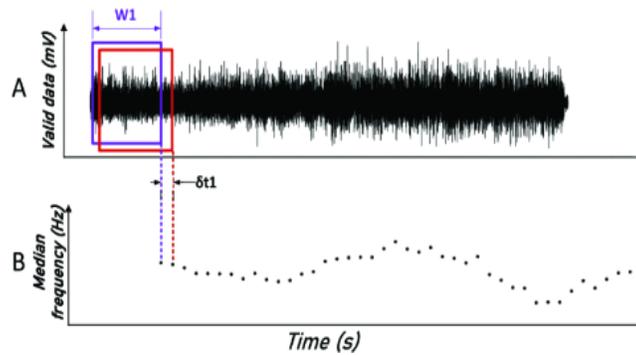


Fig. 3.9: Aplicación de ventanas de tiempo en STFT para señal de EMG de contracción isométrica [29].

La utilización de ventanas grandes y overlaps mayores al 50 % en la STFT para la detección de fatiga muscular se debe a:

- Ventanas grandes: proporcionan una mejor resolución en frecuencia, lo que es importante para la identificación de patrones de activación muscular y detección de fatiga [29] [48].
- Overlaps mayores al 50 %: permite una mejor resolución en tiempo, importante para la identificación de cambios rápidos en la señal EMG y la caracterización de eventos transitorios [29] [48].

3.6 Discusión

La detección de fatiga muscular es un problema importante en el ámbito laboral, ya que puede resultar en trastornos musculoesqueléticos, lesiones y disminución de la productividad. Para abordar este problema, se utiliza la tecnología de electromiografía de superficie (EMG) para medir la actividad eléctrica de los músculos.

Se extraen parámetros como la amplitud y la frecuencia de la señal de EMG para caracterizar la fatiga muscular, viéndose la amplitud afectada por la fatiga, la cantidad de fibras musculares activas y la simetría muscular, mientras que la caída de frecuencia indica la contribución de fibras musculares de contracción lenta. Se utilizan técnicas de procesamiento de señales, como el promedio temporal, el valor eficaz, la transformada de Wavelet, la distribución de Wigner-Ville y la transformada en tiempo corto de Fourier (STFT), para analizar la señal de EMG en el dominio del tiempo y la frecuencia. El uso de ventanas grandes y overlaps mayores al 50 % en las técnicas de análisis tiempo-frecuencia permite obtener una representación precisa de la señal y detectar cambios relevantes en la actividad muscular.

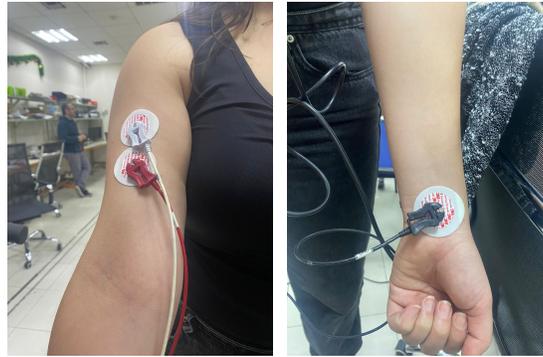
Capítulo 4. Procedimiento e implementación

4.1 Introducción

En base a lo que se ha manejado en la literatura, se diseñó el procedimiento para la adquisición de la señal de EMG, su procesamiento y posterior análisis para la detección fatiga muscular y los niveles que puede percibir una persona.

4.2 Adquisición de la Señal

Treinta adultos voluntarios (edad promedio de 23 años, altura promedio = 170.1 [cm], peso = 71.9 [Kg]) sin historial de trastornos neuromusculares participaron en el diseño experimental. Se les proporcionó información detallada sobre la naturaleza del proyecto que está asociado a *Sistema Tecnológico Para La Evaluación de Riesgos Ergonómicos de Trastornos Musculoesqueléticos De Acuerdo A Normativa Nacional Y Metodologías Internacionales* siendo el código asociado al proyecto ID20110297 (Ver ANEXO A.). Las señales de electromiografía se registraron en el músculo bíceps braquial del brazo dominante utilizando dos electrodos de superficie desechables con placas metálicas y contacto de plata-cloruro de plata. La distancia entre los electrodos fue de 2 cm (Figura 4.10a), y se posicionó un electrodo de referencia en la muñeca del brazo inactivo (Figura 4.10b), siguiendo las recomendaciones de posicionamiento y seguridad por parte de SENIAM [21].



(a) Posición electrodos en bíceps braquial
(b) Posición electrodo de referencia en muñeca de brazo inactivo.

Fig. 4.10: Posicionamiento de electrodos en participante durante la ejecución de los ejercicios.

Las señales se adquirieron utilizando el sistema de adquisición de señales BIOPAC MP35, con una frecuencia de muestreo de 2 [kHz] y un filtro pasabanda de 10-500 [Hz].

A los participantes se les indicó que durante la sesión se mantuvieran de pie en posición recta. En primer lugar, se les pidió realizar tres Máximas Contracciones Voluntarias (MVC) en relación a la cantidad máxima de kilogramos que cada individuo pudiese levantar, utilizando mancuernas con un peso máximo disponible de 16.5 [Kg] y un peso mínimo de 1.25 [Kg]. Posteriormente, a partir del 20 %, 30 % y 40 % aproximado de la MVC (Tabla 4.2), se indicó el procedimiento para realizar dos tipos de ejercicios siendo un total de seis sets:

- Tres series de contracciones isométricas con flexión del brazo de hasta 150°, realizando una carga progresiva entre cada serie durante un período de tiempo no superior a cinco minutos.
- Tres series de contracciones dinámicas con un total de veinte flexiones de hasta un ángulo de 150°, también realizando una carga progresiva entre cada serie. Las contracciones tuvieron una durabilidad de tres segundos y dos segundos de descanso entre cada una de ellas, el procedimiento fue guiado a través de audio.

Escala de BORG		
0	Nada en absoluto	LEVE
1	Muy débil	
2	Débil	
3	Moderado	
4	Moderado +	MODERADA
5	Fuerte	
6	Fuerte +	
7	Muy fuerte	
8	Muy, muy fuerte	SEVERA
9	Extremadamente fuerte	
10	Máximo esfuerzo	

Fig. 4.11: Escala de BORG simplificada para aplicabilidad del algoritmo.

100 % MVC en Kg	20 % MVC en Kg	30 % MVC en Kg	40 % MVC en Kg
[1,50 - 4,00]	0	0	[0 - 1,50]
[5,25 - 9,00]	[1,25 - 1,50]	[1,50 - 2,50]	[1,50 - 3,00]
[10,25 - 12,75]	[1,50 - 2,50]	3	4
[14,00 - 16,50]	[2,50 - 3,00]	[4,00 - 5,25]	[5,25 - 6,50]

Tabla 4.2: Pesos en [Kg] disponible en mancuernas para determinar el 100 % de la MVC y sus respectivos porcentajes

Durante los ejercicios, se les solicitó a los participantes que notificaran su percepción de fatiga utilizando la Escala Estandarizada de Percepción de Esfuerzo (Figura 2.3), también conocida como escala de Borg, y que se enfocaran en los cambios de intensidad percibida, notificando si sentían «Fatiga leve», «Fatiga moderada» y «Fatiga severa» según Tabla 4.11.

4.3 Algoritmo

Antes de procesar los datos, el algoritmo desarrollado requiere en primera instancia una fase de calibración en la cuál el participante realiza tres MVC del músculo bíceps braquial. La métrica de calibración

que se obtiene es a partir de la magnitud máxima de la envolvente de la señal lo que permitirá detectar las contracciones musculares.

Posterior a esto, el algoritmo general puede dividirse en tres fases (ver Figura 4.12):

- **Detección de contracciones:** Se eliminan las secciones de la señal cruda en que el músculo no se está contrayendo, esto es especialmente útil para las señales que contienen contracciones dinámicas ya que estos fragmentos de la señal de EMG no aportan información relevante para la detección de fatiga muscular.
- **Aplicación STFT:** se aplica la Transformada en Tiempo Corto de Fourier a diferentes segmentos de la señal de EMG, a partir de esto se calcula la MDF en diferentes segmentos de la señal de EMG. Posteriormente se realiza un promedio móvil de los datos de MDF para suavizar los mismos.
- **Ajuste regresión lineal:** Se realiza un ajuste de regresión lineal de los datos suavizados de la MDF con respecto al tiempo con el objetivo de estimar y predecir los valores de la MDF en función del tiempo, a partir de estos valores se determina el porcentaje de disminución de la Frecuencia Mediana con respecto al valor inicial de la regresión. El porcentaje de disminución de los valores de la regresión determinaran los niveles de detección de fatiga muscular, una vez alcanzados los umbrales de disminución se pueden detectar tres diferentes niveles de fatiga: «Fatiga leve», «Fatiga moderada» y «Fatiga severa».

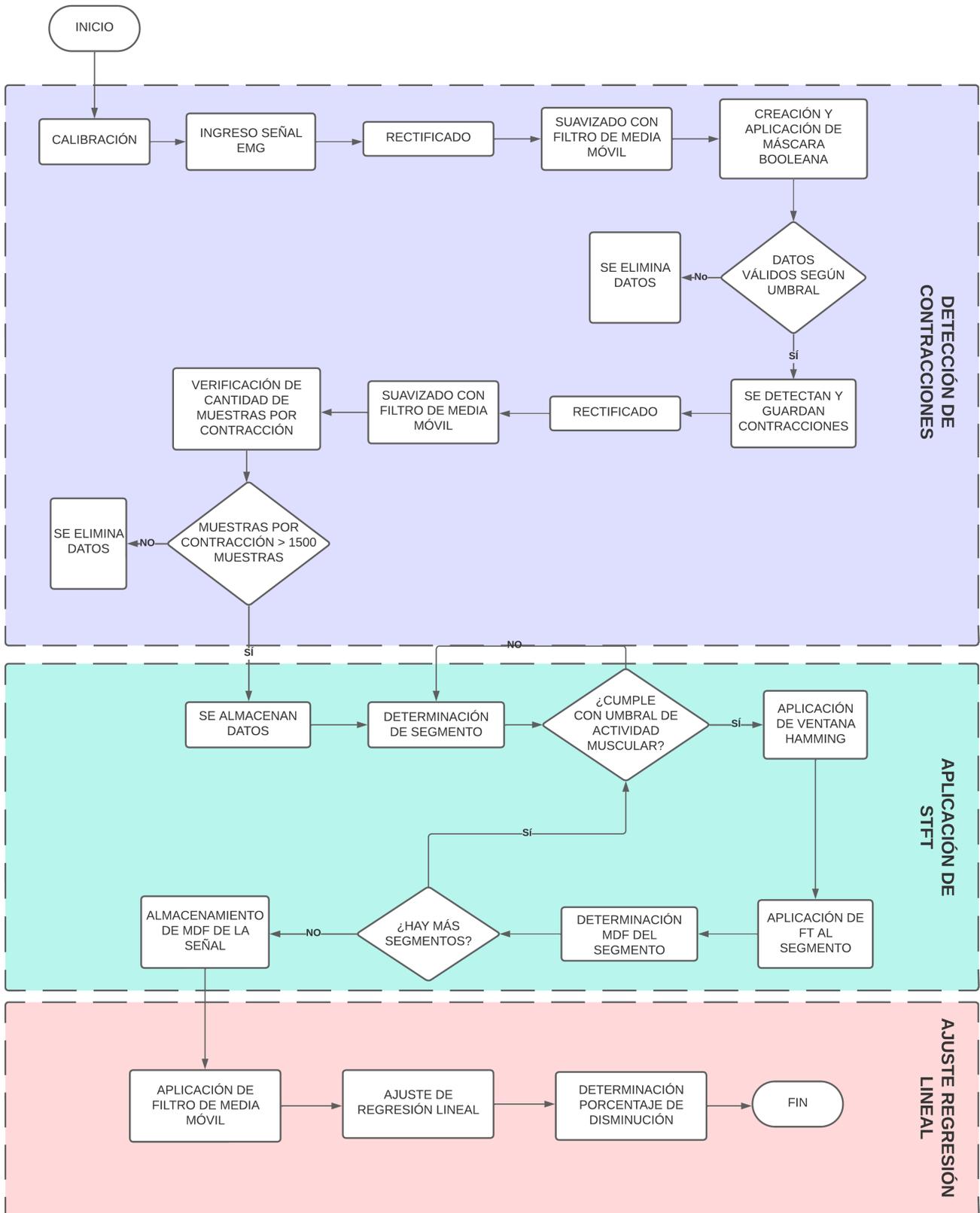


Fig. 4.12: Algoritmo general de detección de niveles de fatiga muscular.

4.3.1 Detección de contracciones

En primer lugar, el algoritmo se encarga de detectar qué fragmentos de la señal de EMG que poseen contracciones submáximas corresponden verdaderamente a contracciones. Fue necesario hacer uso de la señal de MVC para determinar la magnitud máxima de su envolvente, calculando un 10 % de esta métrica para posteriormente usarla como umbral de detección de contracciones.

Una vez determinado el 10 % de la magnitud máxima de la envolvente, se inicia el preprocesamiento de la señal de EMG. Primero, se filtra la señal a través de un filtro pasabanda Butterworth de segundo orden siendo sus frecuencias de corte [20 300] [Hz], pasando por un proceso de rectificado para obtener los valores positivos de señal, y así aplicarle un filtro de media móvil para suavizar la señal y obtener la envolvente.

A continuación, se genera una máscara booleana basada en el 10 % de la magnitud máxima de la envolvente de la MVC, creándose a partir de aquellos elementos de la envolvente de la señal de EMG que son mayores o iguales a este umbral. Finalmente se aplica esta máscara y se eliminan aquellas partes de la señal de EMG que no corresponden a contracciones (Figura 4.13).

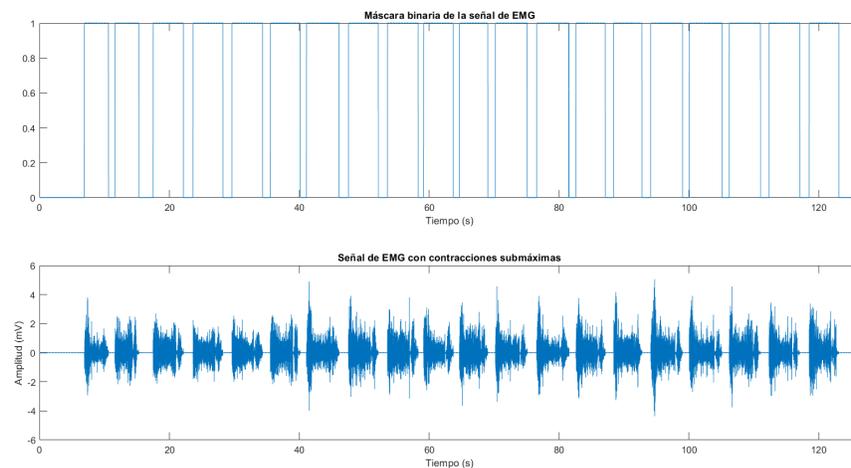


Fig. 4.13: Creación de máscara binaria en base a umbral de detección de contracciones.

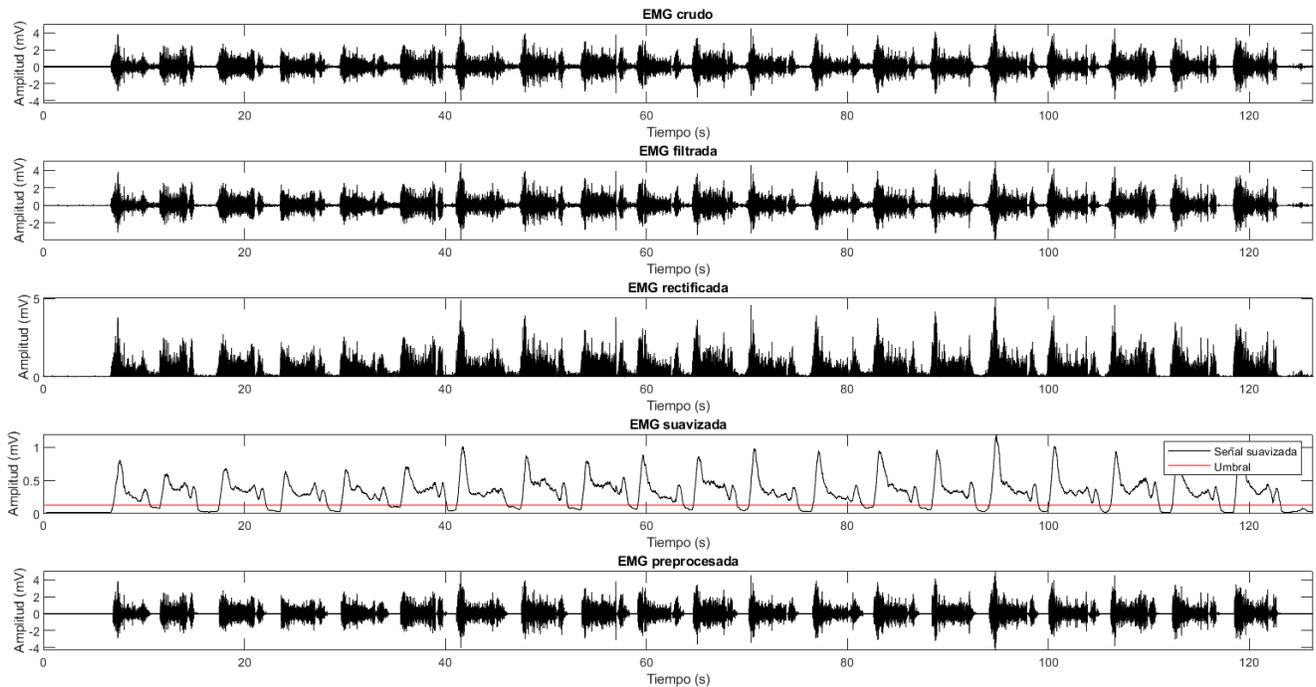


Fig. 4.14: Preprocesamiento señal de EMG.

Una vez obtenida la señal de EMG preprocesada se detectan el inicio y fin de cada contracción, con fines de verificar que no haya quedado algún ruido/artefacto se analiza nuevamente para eliminar aquellas supuestas contracciones que no superan las mil quinientas muestras, para esto se tuvo en cuenta que cada contracción debiese contener aproximadamente seis mil muestras, aproximadamente en los ejercicios que involucran la realización de contracciones dinámicas (Figura 4.15).

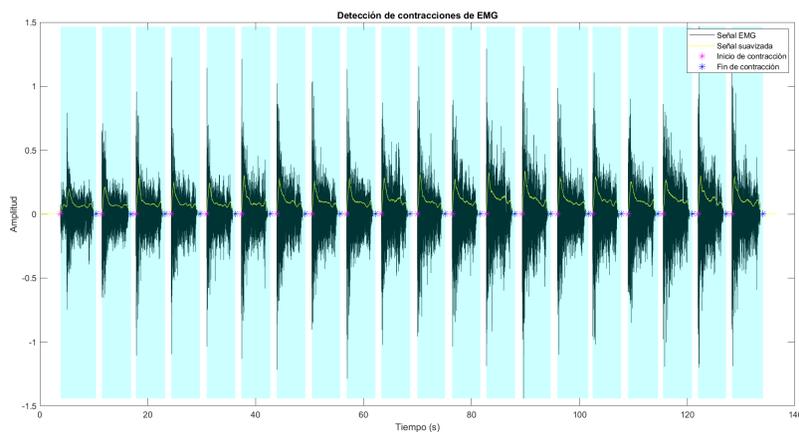


Fig. 4.15: Detección de contracciones en señal de EMG con contracciones submáximas.

4.3.2 Aplicación de STFT

Una vez detectadas las contracciones se establecieron los parámetros para aplicar la Transformada en Tiempo Corto de Fourier:

Parámetros	
W1	6000 (muestras) - 3 (segundos)
Overlap	90 %
W2	4
Orden filtro	2

Tabla 4.3: Parámetros establecidos para aplicación de STFT y filtro de media móvil.

El tamaño de la ventana $W1$ y del porcentaje de solapamiento entre ventanas fue elegido en base a la durabilidad aproximada de las contracciones que son de tres segundos, además este tamaño de ventana permite obtener una mejor resolución frecuencial de las contracciones y el porcentaje de solapamiento da lugar a observar los cambios rápidos de frecuencia que pueden suceder durante la señal. En base al tamaño de Ventana y overlap se determina el número de segmentos que se van a analizar en base a la longitud de la señal y la longitud de los segmentos. Además, se define un umbral de actividad muscular que se define como el 80 % del cuadrado máximo de la señal sin ruido.

Por medio de un bucle que itera sobre cada segmento, se calculan los índices de inicio y fin del segmento actual para determinar su longitud, la cuál es verificada para ver si es mayor que la mitad del tamaño de la ventana que se está aplicando, de ser así se calcula la energía del segmento y si esta supera el umbral de actividad muscular se procede a aplicar la Transformada de Fourier, de no cumplir con estos requisitos el segmento, el bucle pasa al siguiente segmento.

Una vez se verifica que el segmento cumple con estas condiciones, se le aplica una ventana Hamming, esto con el objetivo de suavizar los bordes del segmento para reducir las posibles distorsiones y mejorar la precisión de la estimación de las frecuencias presentes. Se aplica la transformada de Fourier al segmento y a través de su espectro de potencia se determina la frecuencia mediana del segmento.

Teniendo las MDF de la señal, a estos valores se les aplica un filtro de media móvil, siendo los parámetros los que se observan en Tabla 4.3. Que especifican el valor del tamaño de la ventana del filtro $W2$, indicando cuántos valores adyacentes se consideran para el cálculo del promedio, y el orden del filtro determina los valores disponibles en ambos lados del punto para calcular el promedio (Figura 4.16).

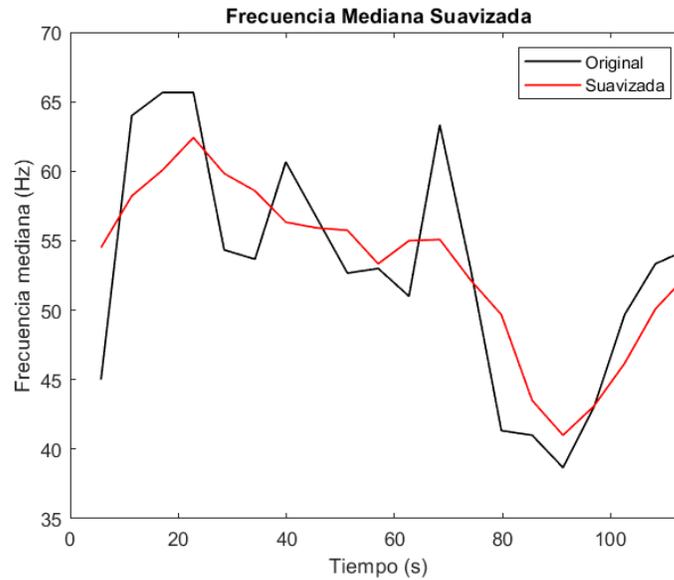


Fig. 4.16: Aplicación de filtro del media móvil a MDF de señal de EMG para suavizar resultados.

4.3.3 Regresión lineal

Se realiza un ajuste de regresión lineal para el cuál se consideró como variable independiente el tiempo y las frecuencias medianas suavizadas de la señal de EMG. En base a esto se realiza una evaluación del modelo en los datos de entrada almacenando sus resultados, los cuales son valores ajustados según el modelo de regresión lineal para cada punto.

La determinación de la regresión lineal permite estimar y predecir los valores de la MDF en el tiempo, cómo se puede observar en la Figura 4.17. En base al valor que se obtiene de la pendiente de la regresión se puede determinar la presencia de fatiga muscular en la señal de EMG, ya que si el valor de la pendiente es negativo indica que hay una tendencia de disminución en los valores de la MDF en el tiempo [36] [29].

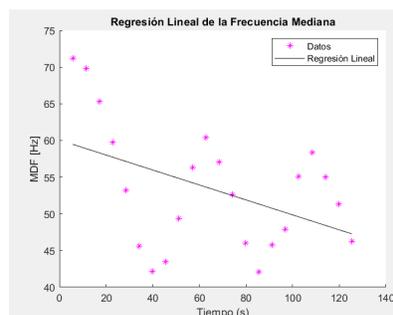


Fig. 4.17: Regresión lineal de la Frecuencia mediana suavizada de la señal de EMG.

Asímismo, se establecen tres umbrales para detectar la presencia de tres niveles de fatiga muscular. Se determinan los porcentajes de disminución de cada uno de los valores del ajuste de la regresión lineal con respecto al valor inicial del modelo implicando lo siguiente:

- **Disminución del 5 %:** Si los valores presentan una disminución de al menos del 5 % se establece que la persona presenta un nivel de «Fatiga leve».
- **Disminución del 10 %:** Si los valores empiezan a presentar una disminución del 10 % o más se establece que la persona alcanza un nivel de «Fatiga moderada».
- **Disminución del 20 %:** Si los valores de disminución son del 20 % o mayores a este, se determina que la persona alcanzó un nivel de «Fatiga severa».

En la siguiente figura se muestra la detección de los tres niveles de fatiga en el tiempo, viendo cómo los valores ajustados van disminuyendo alcanzando los umbrales de detección (Figura 4.20).

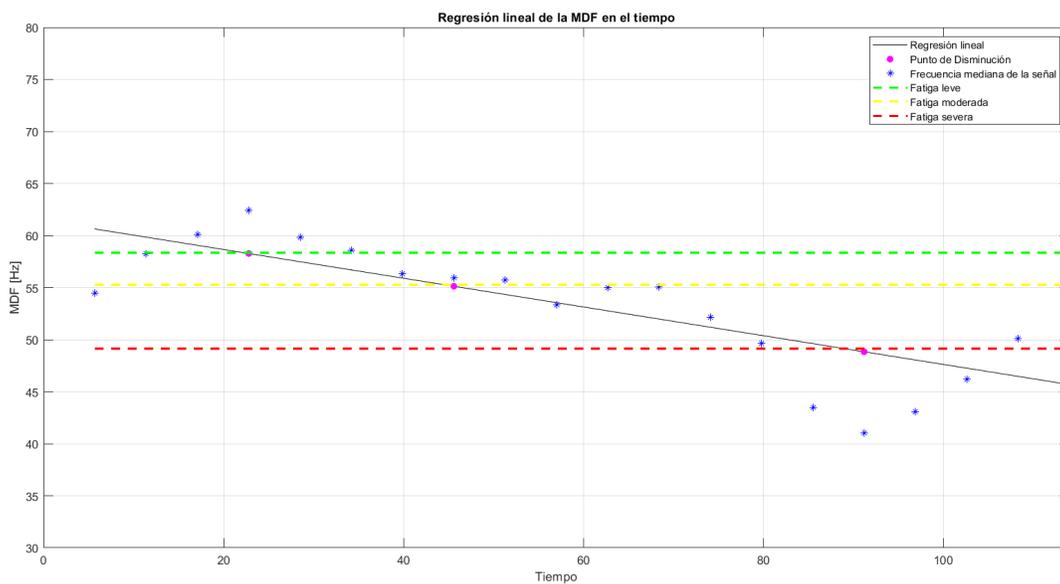


Fig. 4.18: Detección de los tres niveles de fatiga muscular en tiempo.

4.4 Interfaz gráfica de usuario

En consecuencia del algoritmo que se encarga de detectar las contracciones de los sets de ejercicios y los niveles de fatiga muscular, se diseñó una interfaz gráfica a través de «App Designer» de MATLAB

R2023a, que permite el diseño de interfaces gráficas de usuario. El diseño de la interfaz se puede visualizar en la Figura 4.19 que está compuesta por dos paneles.

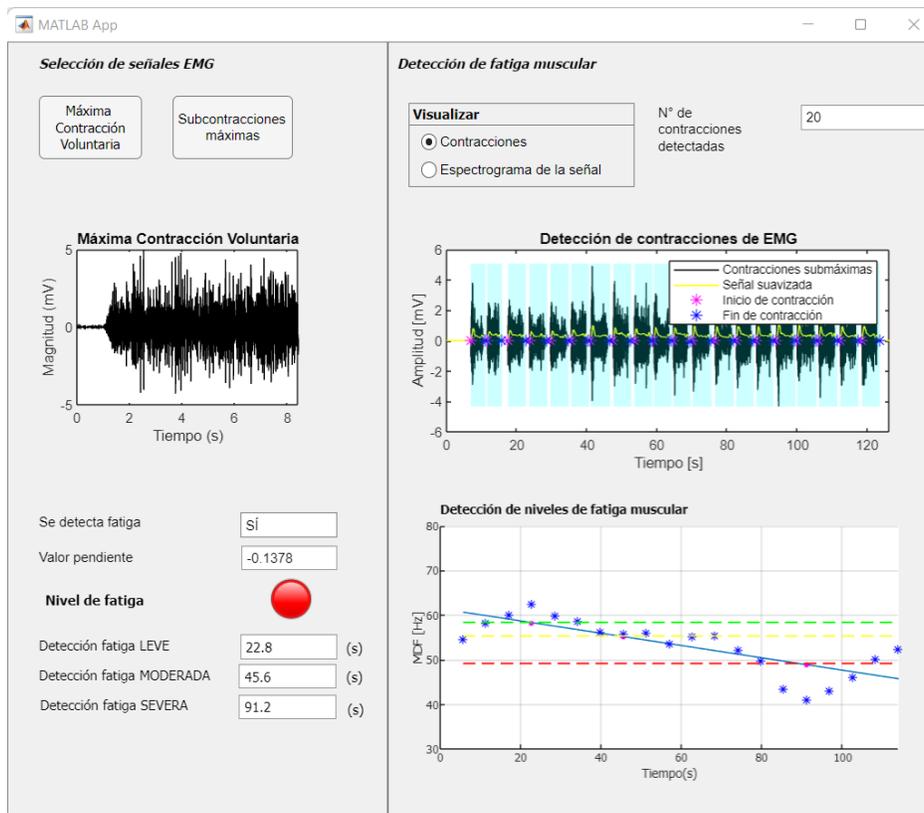


Fig. 4.19: Diseño de interfaz gráfica para la visualización y entrega de indicadores de fatiga muscular.

En el panel de la derecha se puede visualizar en primer lugar dos botones, el botón «Máxima Contracción Voluntaria» permite subir el archivo que contiene la MVC del voluntario que a su vez hace que se calcule el umbral de contracción determinado por el 10 % de la magnitud máxima de la envolvente, además de mostrar aquella contracción que contiene esa valor máximo abajo de los botones.

En segunda instancia, se encuentra el botón «Subcontracciones máximas» que permite subir el archivo .mat que contiene la señal de EMG correspondiente a cualquiera de las sesiones de ejercicio y permitiendo la aplicación del algoritmo que ya se ha mencionado en secciones anteriores. Una vez son subidos los archivos de las señales de EMG más abajo de este panel se pueden observar los resultados de la aplicación del algoritmo, primero indicando si se detectó o no fatiga y el valor de la pendiente resultante de la regresión lineal aplicada a los datos de la MDF de la señal, seguido de un indicador de color de «Nivel de fatiga» cuyos colores (Figura 4.20) determinan el nivel de máximo de fatiga alcanzado siendo:

- **Blanco:** No se detecta fatiga muscular.

- **Verde:** Se detecta fatiga leve.
- **Amarillo:** Se detecta fatiga moderada.
- **Rojo:** Se detecta fatiga severa.



Fig. 4.20: Colores indicadores de nivel de fatiga.

Finalmente, se muestran los momentos en que se detectan los comienzos de los niveles de fatiga representados en el momento en el tiempo de la señal de EMG. En caso de que no se presencie alguno de estos niveles se muestra como resultado 0 [s].

Por otra parte se encuentra el panel de la derecha, el cual indica el número de contracciones detectadas en la señal de EMG con subcontracciones máximas, además permite visualizar: La señal de EMG preprocesada con las contracciones detectadas, el espectrograma de la señal para visualizar el espectro de frecuencia de la señal de EMG y para finalizar, la MDF de la señal junto con su regresión lineal y sus respectivos indicadores de detección de los niveles de fatiga muscular.

Para cada sujeto en cada ejercicio se recopilaban las contracciones detectadas, el valor de la pendiente de la regresión lineal de la MDF y los niveles detectados y percibidos de fatiga durante los procedimientos.

4.5 Análisis estadístico

Una vez recopilados los datos de los 30 participantes, se procedió a evaluar el sistema de detección de contracciones y de fatiga muscular, para esto se aplicaron los diferentes análisis en RStudio:

- Análisis de precisión y sesgo para la detección de contracciones en ambos, a través de evalua las posibles dificultades que pueden haber para detectar con precisión las contracciones, tanto para ejercicios de contracción isométrica y para ejercicios de contracciones dinámicas.
- Test de Friedman para evaluar si hay diferencias significativas entre las pendientes obtenidas en los ejercicios, analizando la relación entre sets y entre tipo de ejercicio.
- Análisis de detección de fatiga muscular para ello se evaluó por medio del índice de Kappa de Kohen si hay una concordancia significativa entre el valor de la pendiente, asumiendo que hay presencia de fatiga muscular cuando la pendiente tiene un valor negativo, y la percepción de presencia de fatiga del voluntario. Además por medio de análisis de precisión se evaluó la precisión y sensibilidad con que se detectaron los niveles de fatiga percibidos por el participante.

4.6 Discusión

En el presente capítulo se presenta el procedimiento y algoritmo para la detección de fatiga muscular utilizando señales de electromiografía (EMG), además de una interfaz gráfica de usuario para visualizar los resultados, siendo este enfoque relevante y puede permitiendo la aplicación en el campo laboral y el rendimiento humano. En primer lugar, el procedimiento de adquisición de la señal de EMG utilizado demuestra la importancia de una correcta colocación de los electrodos y el uso de equipos adecuados. Estos aspectos son de relevancia para adquirir señales de calidad, siendo fundamental para el éxito de cualquier algoritmo de detección de fatiga muscular. Además, el uso de la Escala de Borg para evaluar la percepción de fatiga por parte de los participantes agrega un componente subjetivo importante a la evaluación de la fatiga muscular.

La aplicación de la STFT y el cálculo de la MDF proporcionan información sobre los cambios en la frecuencia de la señal de EMG, que están relacionados con la fatiga muscular. El uso de la regresión lineal y los umbrales de disminución de la MDF permite determinar los niveles de fatiga muscular siendo importante para evaluar el rendimiento muscular. La interfaz gráfica de usuario desarrollada facilita la visualización y comprensión de los resultados obtenidos lo que puede permitir a los empleadores y trabajadores interpretar rápidamente los resultados y tomar decisiones basadas en ellos.

Capítulo 5. Resultados

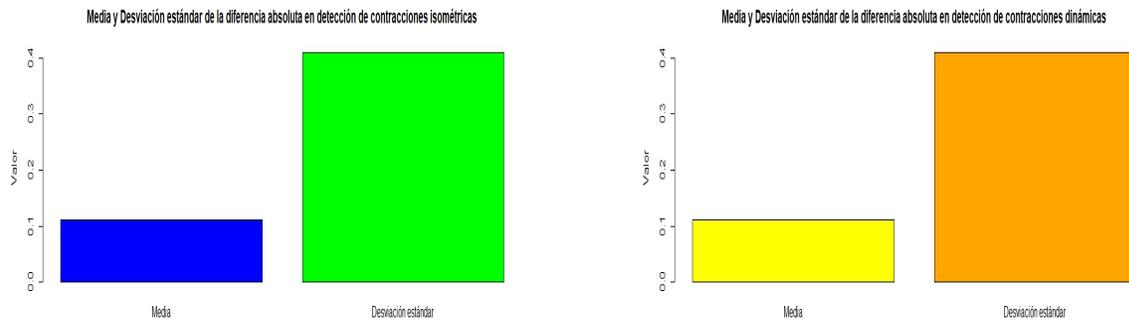
5.1 Introducción

A continuación, se mostrarán los resultados obtenidos al realizar los diferentes análisis estadísticos como análisis de precisión y sesgo para la evaluación de detección de contracciones, test de Friedman para detectar si hay diferencias significativas entre las pendientes de los sets de ejercicios y el tipo de ejercicio, además de la determinación de la precisión y sensibilidad en que se detectó la presencia de fatiga muscular y los niveles determinados con respecto a lo que el voluntario estuvo percibiendo durante la realización del procedimiento.

5.2 Resultados

5.2.1 Análisis de precisión y sesgo en la detección de contracciones

Teniendo en cuenta que para contracciones isométricas se realizaron una contracción y para contracciones dinámicas se realizaron veinte contracciones, por medio de la media entre la diferencia entre contracciones detectadas y realizadas se determinó que la media de la diferencia en contracciones isométricas fue de 0.111 con desviación estándar de 0.409 que indica que las detecciones estuvieron bastante cerca de lo que fue realizado pero de igual forma hay discrepancias que varían su magnitud (Figura 5.21a). Por otro lado la media de la diferencia de contracciones en contracciones dinámicas fue de 0.711 y desviación estándar de 1.21 indicando que hay una diferencia significativo entre la cantidad de contracciones realizadas y las contracciones detectadas con una variabilidad mucho más alta que en contracciones isométricas, lo que da a conocer que hay dificultades en la detección precisa de las contracciones dinámicas (Figura 5.21b) lo que puede conllevar problemas al momento de detectar fatiga muscular.



(a) Media y desviación estándar en la detección de contracciones isométricas

(b) Media y desviación estándar en la detección de contracciones dinámicas

Fig. 5.21: Análisis de precisión y sesgo en la detección de la cantidad de contracciones detectadas y realizadas.

5.2.2 Test de Friedman

El test de Friedman es una prueba estadística no paramétrica que se utilizó para analizar la diferencia significativa de las pendientes entre los sets de ejercicios y el tipo de ejercicio. Se utilizó como alternativa del análisis de varianza (ANOVA) de medidas repetidas ya que los datos no cumplen los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza.

Con este test evaluó una hipótesis nula de que no hay diferencias significativas entre las pendientes, es decir, que las medianas de las pendientes son iguales, rechazándose en caso de que uno de los grupos de medianas de las pendientes es significativamente diferente de las otras.

5.2.2.1 Ejercicios isométricos

Teniendo una descripción de los datos para este análisis

Set	Variable	Mediana	iqr
1	pendiente	-0.006	0.024
2	pendiente	-0.018	0.017
3	pendiente	-0.031	0.027

Tabla 5.4: Estadística descriptiva de las pendientes de los sets de ejercicios isométricos.

Y aplicando el test de Friedman se obtuvo el siguiente modelo: $\chi^2(2) = 50.5$ con $p < .01$, que indica que hay una diferencia significativa entre las pendientes de cada uno de los sets de ejercicios. Para determinar el tamaño del efecto se aplicó el coeficiente W de Kendall cuyo coeficiente fue de $W = 0.84$ indicando que estadísticamente hay significativamente grandes diferencias entre los sets evaluando por medio de la prueba de comparaciones múltiples de Wilcoxon signed-rank test que hay diferencias significativas entre SET 1 y 2 ($p = 0.0000513$), entre SET 1 y 3 ($p = 0.0000468$) y entre SET 2 y 3 ($p = 0.0000618$) (Ver Figura 5.22).

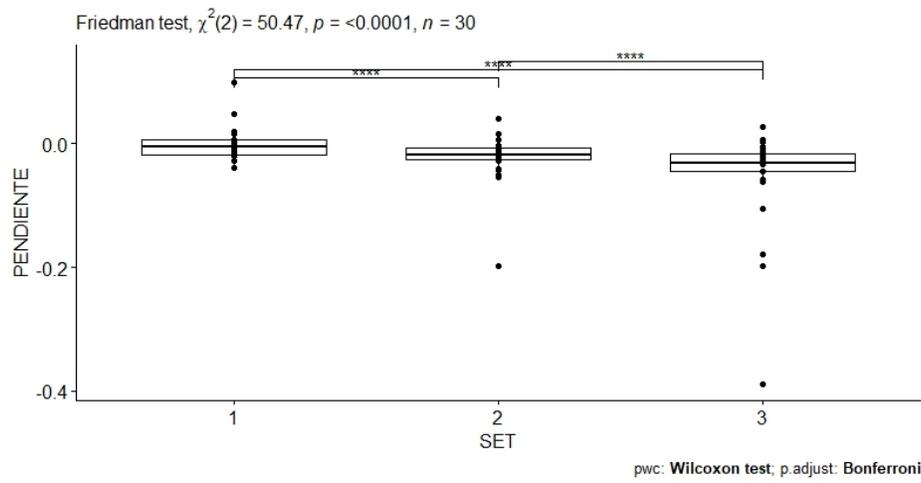


Fig. 5.22: Resultado de test de Friedman para ejercicios isométricos.

5.2.2.2 Ejercicios dinámicos

Con la descripción de los datos para este análisis

Set	Variable	Mediana	iqr
1	pendiente	-0.015	0.035
2	pendiente	-0.045	0.027
3	pendiente	-0.078	0.069

Tabla 5.5: Estadística descriptiva de las pendientes de los sets de ejercicios dinámicos.

Y aplicando el test de Friedman se obtuvo el siguiente modelo: $\chi^2(2) = 60$ con $p < .01$, que indica que hay una diferencia significativa entre las pendientes de cada uno de los sets de ejercicios. Para determinar el tamaño del efecto se aplicó el coeficiente W de Kendall cuyo coeficiente fue de $W = 1$ que indica

que hay diferencias altamente significativas y consistentes entre las sesiones de ejercicios dinámicos, evaluando por medio de la prueba de comparaciones múltiples de Wilcoxon signed-rank test que hay diferencias significativas entre SET 1, 2 y 3 ($p = 0.00000546$) (Ver Figura 5.23).

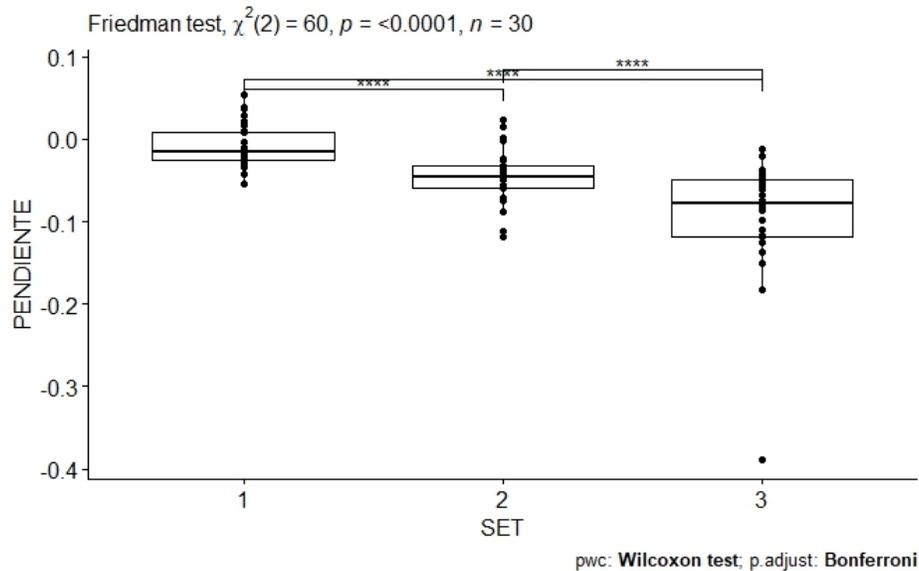


Fig. 5.23: Resultado de test de Friedman para ejercicios dinámicos.

5.2.3 Análisis de precisión y sensibilidad en la detección de fatiga muscular

5.2.3.1 Índice Kappa de Cohen

El índice de Kappa de Cohen es una medida estadística que se utilizó para evaluar la concordancia la presencia de fatiga detectada por el algoritmo y la percibida por el voluntario, teniendo como resultado para ejercicios isométricos un coeficiente Kappa de 0.301 con p -value de 0.00422 que indica que hay un acuerdo significativo pero moderado entre la fatiga detectada y la fatiga percibida y por el valor de p se puede decir que la concordancia observada no es por casualidad.

Por otra parte para los ejercicios dinámicos se determinó un valor Kappa de 0.551 y un p -value de $1.62e-7$ indicando que hay una concordancia sustancial y altamente significativa entre la fatiga detectada y la percibida. De lo cuál se puede inferir que hay mayor precisión en la detección de fatiga en ejercicios dinámicos que en isométricos (Figura 5.24).

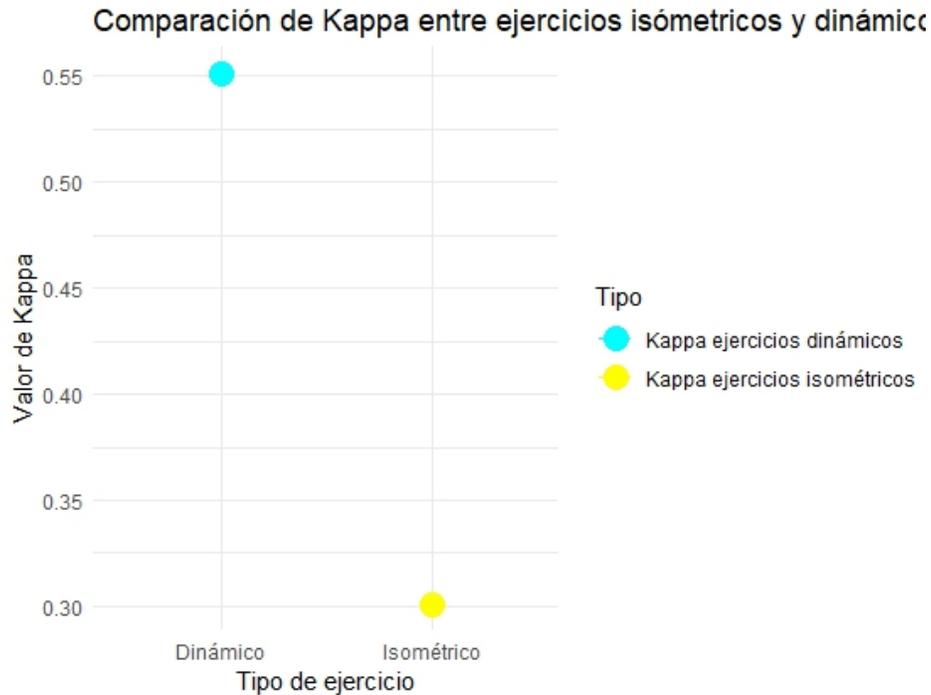
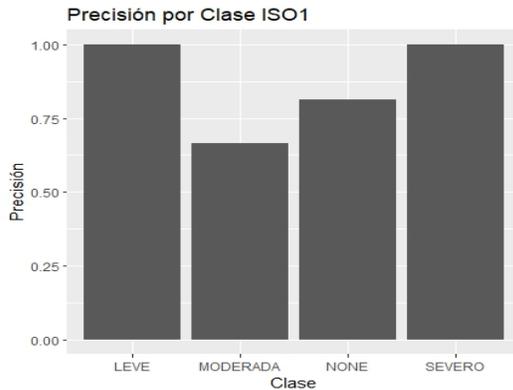


Fig. 5.24: Coeficientes Kappa de Cohen de detección de fatiga muscular en ejercicios isométricos y dinámicos.

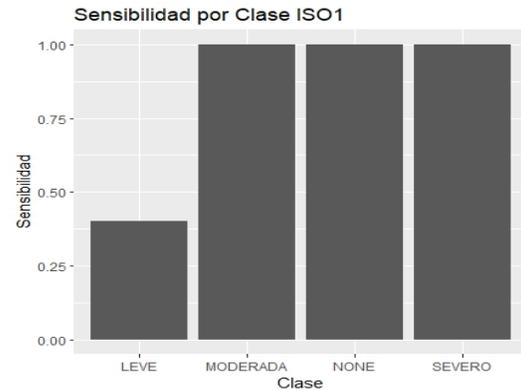
5.2.3.2 Análisis de precisión y sensibilidad para detección de niveles de fatiga

Para analizar la precisión con la que se detectaron los niveles de fatiga y evaluar el acuerdo entre la detección y la percepción, se realizó una matriz de confusión por cada set de ejercicio isométrico y dinámico obteniendo los siguientes resultados:

- Ejercicios isométricos** Para el primer set de ejercicios isométricos (ISO 1) se obtuvo una precisión global del 0.8 indicando que el 80 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.813, Leve - 1.0, Moderada - 0.667 y Severo de 1.0 (Figura 5.25a), con una sensibilidad de: No hay fatiga - 1.0, Leve - 0.4, Moderada - 1.0 y Severo de 1.0 (Figura 5.25b).



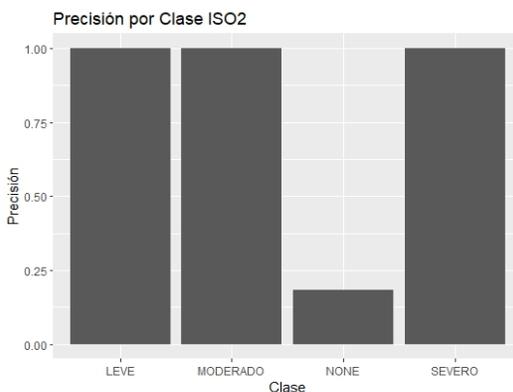
(a) Precisión por nivel de fatiga en ISO 1.



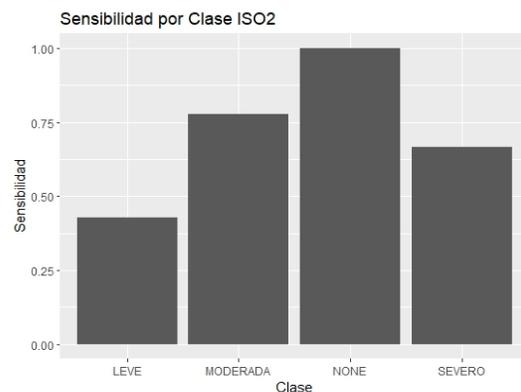
(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en ISO 1.

Fig. 5.25: Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO 1.

En el segundo set de ejercicios isométricos (ISO 2) se obtuvo una precisión global del 0.7 indicando que el 70 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.18, Leve - 1.0, Moderada - 1.0 y Severo de 1.0 (Figura 5.26a), con una sensibilidad de: No hay fatiga - 1.0, Leve - 0.42, Moderada - 0.78 y Severo de 0.67 (Figura 5.26b).



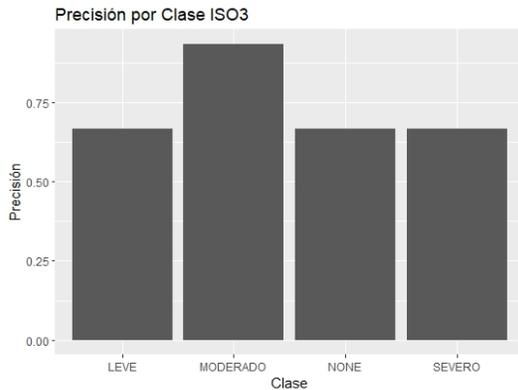
(a) Precisión por nivel de fatiga en ISO 2.



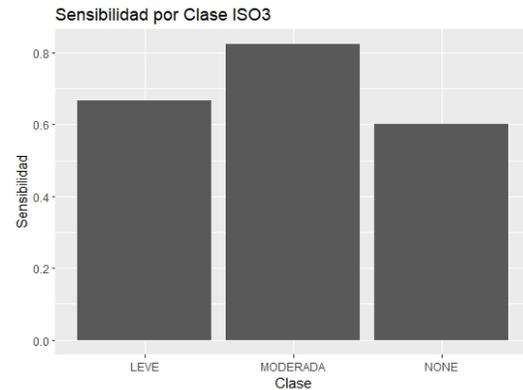
(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en ISO 2.

Fig. 5.26: Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO 2.

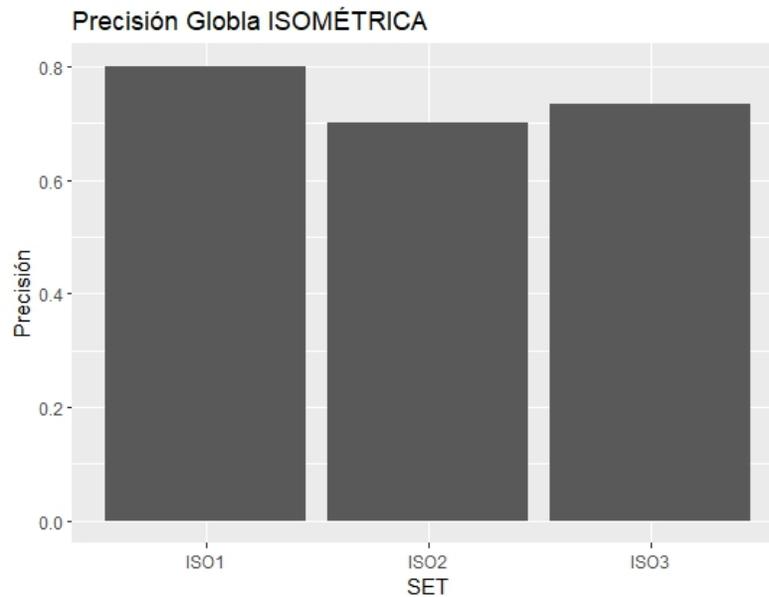
Finalmente, en el tercer set de ejercicios isométricos (ISO 3) se obtuvo una precisión global del 0.73 indicando que el 73 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.67, Leve - 0.67, Moderada - 0.93 y Severo de 0.91 (Figura 5.27a), con una sensibilidad de: Leve - 0.67, Moderada - 0.82 y Severo de 0.60 (Figura 5.27b).



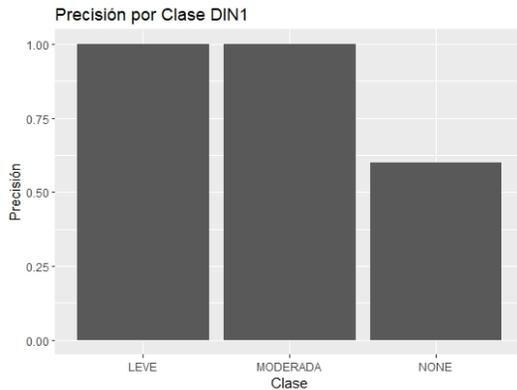
(a) Precisión por nivel de fatiga en ISO 3.



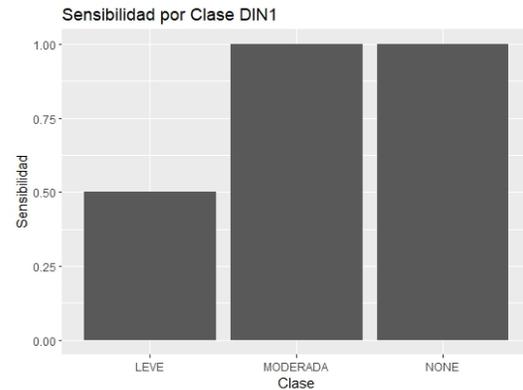
(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en ISO 3.

Fig. 5.27: Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO 3.**Fig. 5.28:** Precisión global detección de niveles de fatiga en contracciones isométricas.

- Ejercicios dinámicos** Para el primer set de ejercicios dinámicos (DIN 1) se obtuvo una presición global del 0.73 indicando que el 73 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.6, Leve - 1.0, Moderada - 1.0 (Figura 5.29a), con una sensibilidad de: No hay fatiga - 1.0, Leve - 0.5, Moderada - 1.0 (Figura 5.29b).



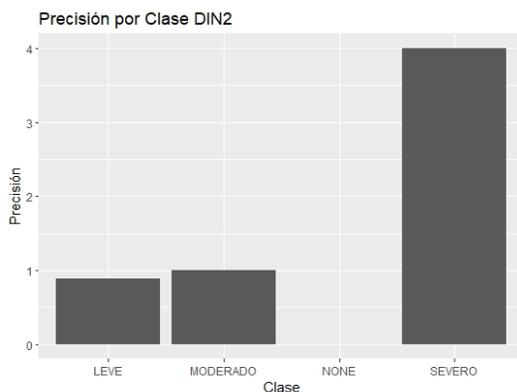
(a) Precisión por nivel de fatiga en DIN 1.



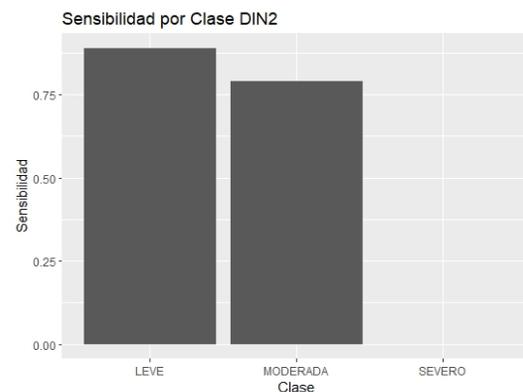
(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en DIN 1.

Fig. 5.29: Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN 1.

En el segundo set de ejercicios dinámicos (DIN 2) se obtuvo una precisión global del 0.76 indicando que el 76 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0, Leve - 0.89, Moderada - 1.0 y Severo de 1.0 (Figura 5.30a), con una sensibilidad de: Leve - 0.89, Moderada - 0.79 y Severo de 0 (Figura 5.30b).



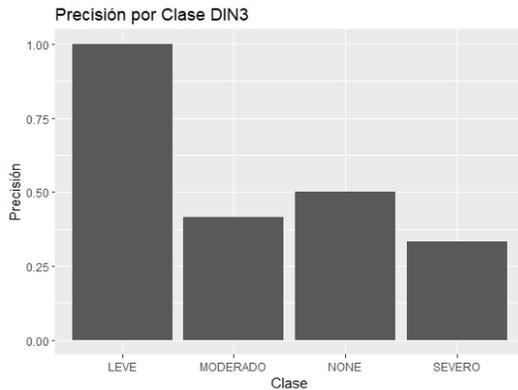
(a) Precisión por nivel de fatiga en DIN 2.



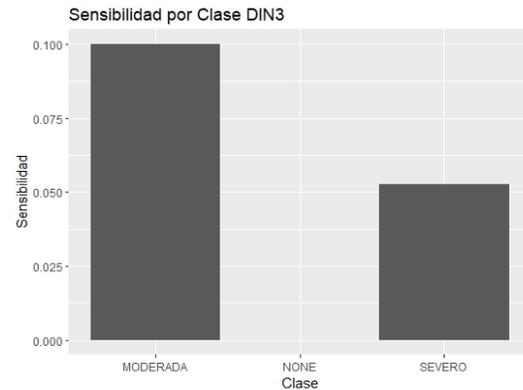
(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en DIN 2.

Fig. 5.30: Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN 2.

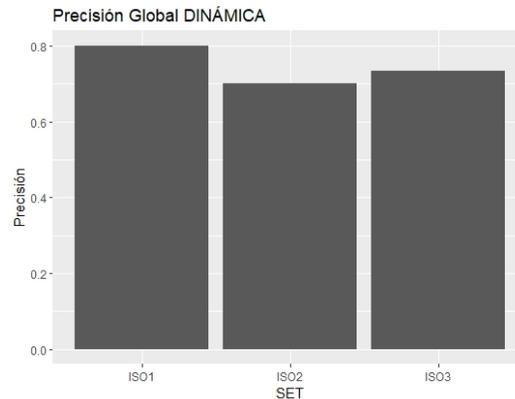
Finalmente, en el tercer set de ejercicios dinámicos (DIN 3) se obtuvo una precisión global del 0.67 indicando que el 67 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.5, Leve - 1.0, Moderada - 0.42 y Severo de 0.33 (Figura 5.31a), con una sensibilidad de: No hay fatiga - 0, Moderada - 0.1 y Severo de 0.05 (Figura 5.31b).



(a) Precisión por nivel de fatiga en DIN 3.

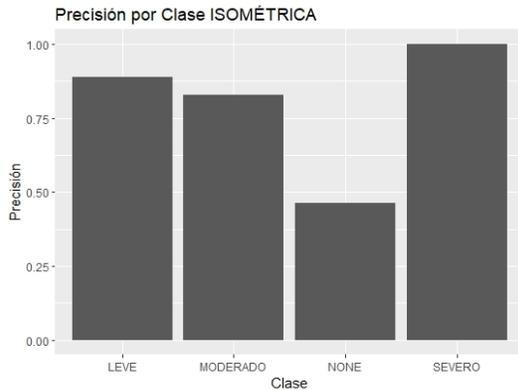


(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en DIN 3.

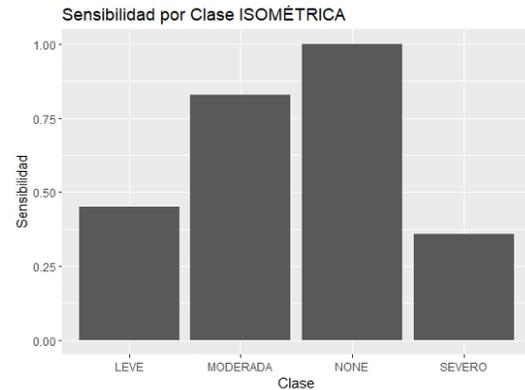
Fig. 5.31: Presición y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN3.**Fig. 5.32:** Precisión global detección de niveles de fatiga en contracciones isométricas.

- **Análisis global** El mismo análisis de precisión y sensibilidad fue aplicado de forma general a cada tipo de ejercicio teniendo los siguientes resultados:

Para los sets de ejercicios isométricos (ISO) se obtuvo una precisión global del 0.7 indicando que el 70 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.4, Leve - 0.90 , Moderada - 0.89 y Severo de 0.1 (Figura 5.33a), con una sensibilidad de: No hay fatiga - 1, Leve - 0.45, Moderada - 0.1 y Severo de 0.36 (Figura 5.33b).



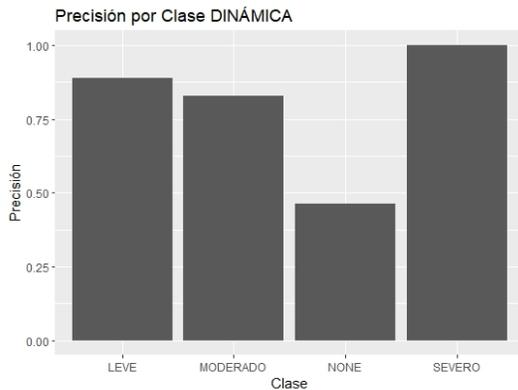
(a) Precisión por nivel de fatiga en ISO.



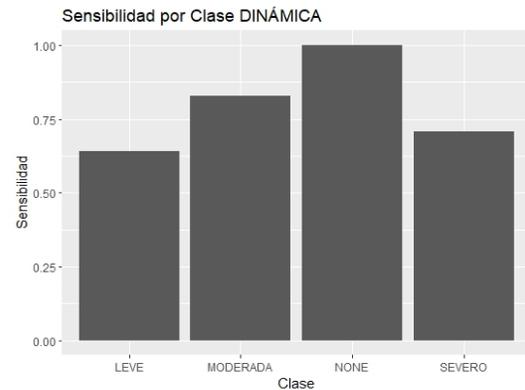
(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en ISO.

Fig. 5.33: Precisión y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en ISO.

Para los sets de ejercicios dinámicos (DIN) se obtuvo una precisión global del 0.76 indicando que el 76 % de los casos fueron clasificados correctamente, por nivel de fatiga hubo una precisión de: No hay fatiga - 0.46, Leve - 0.89, Moderada - 0.83 y Severo de 1 (Figura 5.34a), con una sensibilidad de: No hay fatiga - 1, Leve - 0.64, Moderada - 0.82 y Severo de 0.71 (Figura 5.34b).



(a) Precisión por nivel de fatiga en DIN.



(b) Sensibilidad por nivel de fatiga en DIN.

Fig. 5.34: Precisión y sensibilidad de detección de niveles de fatiga en DIN.

5.3 Discusión

En cuanto al análisis de precisión y sesgo en la detección de contracciones, se observó que hay una diferencia moderada en la detección de contracciones isométricas, con una media de diferencia de 0.111 y una desviación estándar de 0.409. Por otro lado, en las contracciones dinámicas, la diferencia fue más

alta, con una media de 0.711 y una desviación estándar de 1.21. Estos resultados indican que existen discrepancias en la detección precisa de las contracciones dinámicas, lo que puede dificultar la detección de fatiga muscular en ese tipo de ejercicios.

En el análisis de Friedman, se encontraron diferencias significativas entre las pendientes de los sets de ejercicios y el tipo de ejercicio tanto en las contracciones isométricas como en las dinámicas. Esto indica que el algoritmo utilizado puede detectar variaciones en las pendientes de las señales de electromiografía (EMG) en función de los diferentes ejercicios realizados. Además, se observó que estas diferencias son consistentes y altamente significativas.

Para los ejercicios isométricos, se obtuvo un coeficiente Kappa de 0.301, lo que indica una concordancia significativa pero moderada entre la fatiga detectada y la percibida. En contraste, para los ejercicios dinámicos, se obtuvo un coeficiente Kappa de 0.551, lo que indica una concordancia sustancial y altamente significativa entre la fatiga detectada y la percibida. Estos resultados sugieren que hay una mayor precisión en la detección de fatiga en los ejercicios dinámicos en comparación con los isométricos.

Además, en el análisis de precisión y sensibilidad para la detección de los niveles de fatiga muscular. En general, se observó que la precisión global de la detección de niveles de fatiga fue del 70 % en los ejercicios isométricos y del 76 % en los ejercicios dinámicos. Estos valores indican que el algoritmo tuvo un buen desempeño en la clasificación correcta de los niveles de fatiga en general. Sin embargo, al analizar por nivel de fatiga, se observaron diferencias en la precisión y sensibilidad en cada nivel. En los ejercicios isométricos, se obtuvieron precisiones variables según el nivel de fatiga, con una precisión más baja en el nivel de fatiga severa. Por otro lado, en los ejercicios dinámicos, se obtuvieron precisiones más altas en general, con una precisión perfecta en los niveles de fatiga leve y moderada. La sensibilidad también mostró variaciones en cada nivel de fatiga, pero en general, fue más alta en los ejercicios dinámicos que en los isométricos.

Capítulo 6. Conclusiones

En cuanto a la detección de contracciones, se observa que las contracciones isométricas tienen una precisión mayor que las contracciones dinámicas sugiriendo que hay una mayor dificultad en la detección precisa de las contracciones dinámicas, lo que puede estar relacionado con la variabilidad de la actividad muscular durante el movimiento así como la falta de adaptabilidad del algoritmo de detección de contracciones que va justamente relacionado por la variabilidad en la señal de EMG en contracciones dinámicas.

El análisis de los sets de ejercicios mediante el test de Friedman reveló diferencias significativas en las pendientes entre los diferentes sets y tipos de ejercicio. Esto indica que los sets de ejercicios y el tipo de ejercicio influyen en las respuestas musculares medidas por las señales EMG. Además, las pruebas de comparaciones múltiples mostraron diferencias significativas entre varios pares de sets y tipos de ejercicio, lo que destaca la importancia de considerar las particularidades de cada ejercicio al analizar los resultados ya que como es en el caso de las contracciones dinámicas que su amplia diferencia entre sets se puede deber a que hay una mayor complejidad en la realización de este tipo de ejercicios ya que hay una alta demanda cambiante en la demanda de la fuerza muscular, lo que puede indicar que se llegue más rápido a la fatiga muscular en comparación a las contracciones dinámicas, sin embargo, no es está del todo comprobado.

La concordancia entre la fatiga muscular detectada por el algoritmo y la fatiga percibida por el voluntario fue moderada en el caso de las contracciones isométricas y sustancial en el caso de las contracciones dinámicas. Estos resultados indican que el algoritmo tiene una mayor precisión en la detección de la fatiga muscular en ejercicios dinámicos en comparación con los isométricos. Sin embargo, en ambos casos, existe una concordancia significativa entre la fatiga detectada y la percibida, lo que sugiere que el algoritmo puede proporcionar información relevante sobre el estado de fatiga muscular.

El análisis de precisión y sensibilidad para la detección de niveles de fatiga reveló resultados variables dependiendo del set y tipo de ejercicio. Se observaron diferencias en la precisión y sensibilidad para cada nivel de fatiga, tanto en contracciones isométricas como dinámicas. Estos resultados destacan la importancia de evaluar el desempeño del algoritmo en la detección de niveles específicos de fatiga y la necesidad de ajustar y mejorar el algoritmo.

De esta forma se puede hablar que la Transformada en Tiempo Corto de Fourier es una buena herramienta matemática para detectar la presencia de fatiga muscular en electromiografía de superficie como

se ha sugerido en investigaciones y trabajos previos, sin embargo, hay que considerar que en base a los resultados obtenidos no hay una precisión significativa para considerar que es un método que permita detectar de forma efectiva la detección de los diferentes niveles de fatiga, aunque igual la detección de contracciones puede influir en estos resultados debido a que la incorrecta detección de estas puede causar pérdidas significativas de información de la señal que influyan en la presencia de fatiga muscular, en general no puede proveer una información mayormente importante para evaluar ejercicios más complejos que los realizados en esta memoria, como los que se ven involucrados en el área de industria, como la levantamiento de cargas pesadas, uso de herramientas de construcción, entre otros.

Por lo tanto, en primera instancia se sugieren cambios en el algoritmo de detección de contracciones para que sea capaz de evaluar diferentes patrones de actividad muscular y detecte con mayor precisión el tipo de actividad muscular que se está realizando y así evitar que se pierda información que pueda contribuir a la detección de fatiga. Por otra parte, si bien es posible que se necesiten cambios en los parámetros en la aplicación de STFT para detectar las fatiga muscular, se podría igual explorar la posibilidad de utilizar otras herramientas para una detección más precisa de fatiga como puede ser el uso de las Ondas de Wavelet y/o la distribución de Wigner-Ville que han demostrado resultados más precisos que en la STFT, sin embargo, no se ha visto mucho su aplicabilidad en la detección de niveles de fatiga por lo que sería de interés evaluar su precisión, como también su evaluación en tiempo real.

Capítulo 7. Glosario

ADC	Convertidor analógico digital
CWT	Transformada Continua de Wavelet , en inglés, Continuous Wavelet Transform
EMG	Electromiografía
MDF	Frecuencia mediana , en inglés, Median Frequency
MVC	Máxima Contracción Voluntaria , en inglés, Maximum Voluntier Contraction
STFT	Transformada en Tiempo Corto de Fourier , en inglés, Short Time Fourier Transform
WRUED	Trastornos de las extremidades superiores relacionadas al trabajo , en inglés, Work-related Upper Extremity Disorders
WVD	Distribución de Wagner - Ville , en inglés, Wagner - Ville Distribution

Referencias

- [1] Universidad Complutense de Madrid, “Fatiga laboral. conceptos y prevención,” s.f. [Online]. Available: <https://www.ucm.es/data/cont/docs/3-2013-02-18-1-FATIGA-20LABORAL-20CONCEPTOS-20Y20PREVENCIC393N.pdf>
- [2] Inesem, “Fatiga laboral: causas, síntomas y consecuencias en las empresas,” <https://www.inesem.es/revistadigital/gestion-integrada/la-fatiga-laboral/>, 2023, accedido el 1 de julio de 2023.
- [3] R. S. Minera, “Fatiga laboral: tipos, síntomas y consecuencias,” <https://www.revistaseguridadminera.com/salud-ocupacional/fatiga-laboral-tipos-sintomas-y-consecuencias/>, 2017, accedido el 1 de julio de 2023.
- [4] W. Ament and G. J. Verkerke, “Exercise and fatigue,” *Sports Med.*, vol. 39, no. 5, pp. 389–422, 2009.
- [5] A. Zbiciak and T. Markiewicz, “A new extraordinary means of appeal in the polish criminal procedure: the basic principles of a fair trial and a complaint against a cassatory judgment,” *Access to Justice in Eastern Europe*, vol. 6, no. 2, pp. 1–18, Mar. 2023.
- [6] “Contracción muscular,” Fisioterapia online, todo sobre fisiología, Consultado en Mayo 2023, <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/contraccion-muscular>.
- [7] “Contracción musculares: Cómo los neurotransmisores y las reacciones químicas mueven los músculos y huesos,” VisibleBody, Consultado en Mayo 2023, <https://www.visiblebody.com/es/learn/muscular/muscle-contractions>.
- [8] r. Padrón, “El mecanismo molecular de la regulación de la contracción muscular,” *Archivos Venezolanos de Farmacología y Terapéutica*, Jun. 2008.
- [9] “Tipos de contracciones musculares, isotónicas e isométricas,” ised, Consultado en Mayo 2023, <https://www.ised.es/articulo/salud-y-bienestar/tipos-de-contracciones-musculares-isotonicas-e-isometricas/>.
- [10] “Tejido muscular,” Cinthia Serrano MD, Consultado en Mayo 2023, <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/musculos-y-tejido-muscular>.

- [11] E. H.-R. J. G.-B. J. C.-P. C. Correa-Figueroa, J.L; Morales-Sánchez, “Sistema de adquisición de señales semg para la detección de fatiga muscular,” Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, vol. 37, no. 1, pp. 17–27, 2016.
- [12] W. Ament and G. J. Verkerke, “Exercise and fatigue,” Sports Med., vol. 39, no. 5, pp. 389–422, 2009.
- [13] “Fatiga,” MedlinePlus, Consultado en Mayo 2023, <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003088.htm>.
- [14] G. Isbn, 50 easy contemporary pieces. Pacific, MO: Mel Bay Publications, Apr. 2022.
- [15] S. García-Gómez, J. Pérez-Tejero, A. González-Aguado, and R. Barakat, “¿CÓMO PREVENIR EL DOLOR DE HOMBRO EN BALONCESTO EN SILLA DE RUEDAS?” RIMCAFD, vol. 22, no. 87, pp. 707–717, Sep. 2022.
- [16] E. Borg and L. Kaijser, “A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests,” Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, vol. 16, no. 1, pp. 57–69, Feb. 2006.
- [17] I. N. de Seguridad y Salud en el Trabajo. (n.d.) La carga física de trabajo. [Online]. Available: <https://www.insst.es/documents/94886/524420/La+carga+f%C3%ADsica+de+trabajo/9ff0cb49-db5f-46d6-b131-88f132819f34>
- [18] P. Social, “Guia tecnica para la evaluacion y control de riesgos asociados al manejo o manipulacion manual de carga.”
- [19] R. H. Chowdhury, M. B. I. Reaz, M. A. B. M. Ali, A. A. A. Bakar, K. Chellappan, and T. G. Chang, “Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques,” Sensors, vol. 13, no. 9, pp. 12 431–12 466, Sep. 2013, number: 9 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/13/9/12431>
- [20] M. Lucci, D. Severín, and P. Zabala, “A metaheuristic for crew scheduling in a pickup-and-delivery problem with time windows,” Int. Trans. Oper. Res., vol. 30, no. 2, pp. 970–1001, Mar. 2023.
- [21] SENIAM. (Diciembre de 2022) <https://www.seniam.org/>.
- [22] “Sistema de Adquisición de Señales SEMG para la Detección de Fatiga Muscular.” [Online]. Available: https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322016000100017

- [23] M. Konar, R. Sahu, and S. Kundu, "Improvement of the gain accuracy of the instrumentation amplifier using a very high gain operational amplifier," in 2019 Devices for Integrated Circuit (DevIC). IEEE, Mar. 2019.
- [24] H. Turker and H. Sze, "Surface electromyography in sports and exercise," in Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research. InTech, May 2013.
- [25] T. L. Floyd, Digital Fundamentals, 11th ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson, Jul. 2014.
- [26] L. Stanković, T. Alieva, and M. J. Bastiaans, "Time–frequency signal analysis based on the windowed fractional Fourier transform," Signal Processing, vol. 83, no. 11, pp. 2459–2468, Nov. 2003. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016516840300197X>
- [27] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study," IEEE transactions on bio-medical engineering, vol. 47, no. 2, pp. 228–238, Feb. 2000.
- [28] C. Candan, M. Kutay, and H. Ozaktas, "The discrete fractional Fourier transform," IEEE Transactions on Signal Processing, vol. 48, no. 5, pp. 1329–1337, May 2000, conference Name: IEEE Transactions on Signal Processing.
- [29] M. Boyer, L. Bouyer, J.-S. Roy, and A. Campeau-Lecours, "A real-time algorithm to estimate shoulder muscle fatigue based on surface EMG signal for static and dynamic upper limb tasks," in 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). IEEE, Nov. 2021.
- [30] C. de Educación y Cultura. Comunidad Autónoma de la Región de Murcia. (2014) Ergonomía en el trabajo: guía para la prevención de trastornos músculo-esqueléticos. [Online]. Available: <https://portal.croem.es/prevergo/formativo/3.pdf>
- [31] M. F. Montoya, J. F. V. Villada, J. E. Muñoz Cardona, O. A. Henao Gallo, and J. F. López, "Diseño contextual para la creación de videojuego basado en realidad virtual usado en terapia de rehabilitación física en personas con accidente cerebrovascular," Rev. EIA, vol. 19, no. 38, Jul. 2022.
- [32] E. Hidalgo Gómez et al., "La electromiografía (emg) como método de valoración de la fatiga muscular." 2015.
- [33] N. Pino, Rosario Huerta, "Índices de fatiga muscular local en hombres y mujeres, determinados a través de electromiografía de superficie en extensores de rodilla," 2003. [Online]. Available: https://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/110579/huerta_n.pdf?sequence=4

- [34] E. Guzmán-Muñoz, G. Méndez-Rebolledo, E. Guzmán-Muñoz, and G. Méndez-Rebolledo, “Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación,” Revista Salud Uninorte, vol. 34, no. 3, pp. 753–765, Dec. 2018, publisher: Fundación Universidad del Norte. [Online]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0120-55522018000300753&lng=en&nrm=iso&tlng=es
- [35] Álvaro Moreno Sanz. (Accessed 2023) Procesado avanzado de señal de emg. [Online]. Available: https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/28105/TFG_Alvaro_Moreno_Sanz_2017.pdf?isAllowed=y&sequence=1
- [36] A. Phinyomark, S. Thongpanja, H. Hu, P. Phukpattaranont, C. Limsakul, A. Phinyomark, S. Thongpanja, H. Hu, P. Phukpattaranont, and C. Limsakul, “The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis,” in Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future IntechOpen, Oct. 2012. [Online]. Available: <https://www.intechopen.com/chapters/40123>
- [37] A. Al zaman, M. Ferdjallah, and A. Khamayseh, “Muscle fatigue analysis for healthy adults using tvar model with instantaneous frequency estimation,” in 2006 Proceeding of the Thirty-Eighth Southeastern Symposium on System Theory, 2006, pp. 244–247.
- [38] Moreno Sanz. (2017) Análisis y mejora de algoritmos de clasificación para electromiografía de superficie. [Online]. Available: https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/28105/TFG_Alvaro_Moreno_Sanz_2017.pdf?isAllowed=y&sequence=1
- [39] G. Pequera. (2015) Análisis de tiempo-frecuencia de la señal de emg en movimientos explosivos: estudio de la coordinación en el salto vertical. [Online]. Available: <https://www.colibri.udelar.edu.uy/jspui/bitstream/20.500.12008/8156/1/uy24-17718.pdf>
- [40] L. Vega-Escobar, J. Botero-Valencia, and A. Castro-Ospina, “Metodología basada en entrenamiento automático para el reconocimiento del movimiento individual de los dedos de la mano usando análisis de señales electromiográficas de superficie,” Ph.D. dissertation, 11 2018.
- [41] R.-F. Santamaría-Francisco, Cortés-Camilo, “Uso de la transformada de ondeletas (wavelet transform) en la reducción de ruidos en las señales de campo eléctrico producidas por rayos,” CIT Inform. Tecnol., vol. 23, no. 1, pp. 65–78, 2012.
- [42] I. Caraballo, R. Gómez-Chacón, and O. Del Castillo Andrés, “II congreso internacional en tecnología en la actividad física y el deporte. TAPAS 2021. 22-23 noviembre 2021,” Rev. Andal. Med. Deport., vol. 15, no. 1, pp. S1–S13, Feb. 2022.

- [43] F. F. T. Jennifer Avila Lapo, “Análisis entre señales electromiográficas en los músculos cervicales y el ángulo de inclinación de la cabeza en niños con pci entre 5 y 10 años aplicada a terapia cervical,” 2019. [Online]. Available: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/17997/1/UPS-CT008551.pdf>
- [44] A. Ilazrbe, “Procesado de señales emg en trastornos neuromusculares,” https://www.academia.edu/27674312/Procesado_de_se%C3%B1ales_EMG_en_Trastornos_Neuromusculares.
- [45] E. Bertran Albert, Procesado Digital de Seales - 2. Edicions Upc, Jan. 2010.
- [46] MathWorks. (Accessed 2023) Short-time fourier transform (stft). [Online]. Available: <https://la.mathworks.com/help/signal/ref/stft.html>
- [47] H. Jeon, Y. Jung, S. Lee, and Y. Jung, “Area-efficient short-time fourier transform processor for time–frequency analysis of non-stationary signals,” Appl. Sci. (Basel), vol. 10, no. 20, p. 7208, Oct. 2020.
- [48] H. A. Yousif, A. Zakaria, N. A. Rahim, A. F. B. Salleh, M. Mahmood, K. A. Alfarhan, L. M. Kamarudin, S. M. Mamduh, A. M. Hasan, and M. K. Hussain, “Assessment of muscles fatigue based on surface EMG signals using machine learning and statistical approaches: A review,” IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng., vol. 705, no. 1, p. 012010, Nov. 2019.

Apéndice A Anexo A

A.1 Consentimiento informado

FORMULARIO CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del estudio	:	"Análisis y Detección de Fatiga Muscular con Electromiografía de Superficie en sujetos sanos".
Proyecto Asociado	:	Sistema Tecnológico Para La Evaluación De Riesgos Ergonómicos De Trastornos Musculoesqueléticos De Acuerdo A Normativa Nacional Y Metodologías Internacionales
Código de Proyecto Asociado	:	ID20110297
Investigador Responsable	:	Pablo Esteban Aqueveque Navarro
Lugar en que se realizará el estudio	:	Laboratorios edificio Ingeniería Civil Biomédica - Universidad de Concepción
N° de teléfono asociado al estudio	:	(41) 2661262
Correo electrónico Investigador Responsable	:	pablo.aqueveque@udec.cl

I. SECCIÓN I: INFORMACIÓN

A. Introducción

El propósito de este documento es ayudarle a tomar una decisión informada sobre su participación en el estudio denominado "Análisis y Detección de Fatiga Muscular con Electromiografía de Superficie en sujetos sanos". Lea cuidadosamente este formulario y haga todas las preguntas que le puedan surgir, para asegurar que entienda los procedimientos del estudio, riesgos y beneficios; de tal forma que Usted pueda decidir voluntariamente si desea participar o no.

B. Objetivo del estudio

Implementar un sistema de adquisición de electromiografía de superficie que tengan la capacidad de comunicar los datos registrados a una interfaz computacional para su análisis y posteriormente para la detección de fatiga muscular.

C. Participantes del estudio

Se invita a participar a personas sanas, que no hayan sido diagnosticadas con algún trastorno musculoesquelético o alergia a los materiales a usar en el estudio que impidan la correcta adquisición de los parámetros musculares y/o ambientales. Además, no tener antecedentes de problemas musculoesqueléticos, estar en estado de embarazo y no ser portador de marcapasos ni ningún dispositivo implantado.

D. Materiales:

- Sistema de adquisición de señales certificado.

- Electrodo superficial.
- Software de programación.

E. Procedimiento del estudio

- 1. Preparación:** Se realizarán tres ejercicios de calentamiento del músculo bíceps braquial del brazo dominante para posteriormente posicionar los electrodos superficiales.
- 2. Adquisición de señales:** La toma de electromiografía de superficie se realizará mediante el sistema de adquisición. Para esto es necesario que la persona sea sometida a 3 sets de contracciones isométricas y 3 sets de contracciones dinámicas, con 2 minutos de descanso entre sets, de curl de bíceps unilateral con mancuerna con una flexión de 150° considerando la posición inicial del brazo en 0° estando totalmente extendido. Inicialmente se adquirirá la Máxima Contracción Voluntaria de la siguiente forma:
 - **Máxima Contracción Voluntaria (calibración):** Realización de 3 flexiones de 150° del brazo dominante con el máximo peso posible disponible (100% MVC en kg) que pueda realizar el sujeto cuyas contracciones tengan duración de aproximadamente 5 segundos.

Para la realización de los siguientes sets se determinará el 20%, 30% y 40% de la MVC realizada por la persona.

Set contracciones isométricas:

- **Set 1:** Flexión de 150° con el 20% de la MVC hasta la percepción de cansancio.
- **Set 2:** Flexión de 150° con el 30% de la MVC hasta la percepción de cansancio.
- **Set 3:** Flexión de 150° con el 40% de la MVC hasta la percepción de cansancio.

Set contracciones dinámicas:

- **Set 1:** 20 Flexiones de 150° con el 20% de la MVC, estas van a ser guiadas por audio con duración de contracciones de 3 segundos y 2 segundos de descanso entre cada contracción.
- **Set 2:** 20 Flexiones de 150° con el 30% de la MVC, estas van a ser guiadas por audio con duración de contracciones de 3 segundos y 2 segundos de descanso entre cada contracción.
- **Set 3:** 20 Flexiones de 150° con el 40% de la MVC, estas van a ser guiadas por audio con duración de contracciones de 3 segundos y 2 segundos de descanso entre cada contracción.

Durante cada set de ejercicio, se le solicitará a la persona que informe su percepción de esfuerzo bajo los estándares de la escala de Borg, siendo 0 el nivel mínimo de fatiga percibido y 10 el máximo de fatiga.

- 3. Procesamiento de la señal:** El procesamiento de las señales será realizado a través de una interfaz gráfica de usuario diseñada en un software de programación para detectar las contracciones realizadas durante los sets de ejercicios e indique si hay presencia de fatiga muscular durante la realización de las actividades, en qué momento y nivel se presenta.

- 4. Resultados y análisis:** Con los resultados e información obtenida durante el proceso experimental se realizarán diferentes análisis estadísticos para evaluar el funcionamiento del algoritmo.

F. Beneficios

El beneficio de participar en este estudio es que, con su apoyo, se podrá evaluar la incidencia de ejecución de los diferentes movimientos involucrados en la ejecución de actividades en el campo laboral y deportivo. La participación en el proyecto no involucra ningún beneficio monetario para el voluntario.

G. Riesgos

A juicio de los investigadores el estudio no implica ningún tipo de riesgo físico o psicológico para usted. Sin embargo, eventualmente podría experimentar irritación en la piel causada por el contacto del electrodo de superficie sobre la piel. Si esto es así, debe informar de inmediato al investigador responsable y podrá retirarse del estudio si así lo desea.

H. Costos

El participante no debe incurrir en ningún costo de la realización del estudio.

I. Compensaciones

No existen compensaciones de ningún tipo por su participación en el estudio.

J. Confidencialidad

Su identidad e información personal son secretos y serán confidenciales, aunque se declara que se tomarán videos e imágenes cuidando su identidad. Se utilizará un código asociado a cada participante para resguardar sus datos personales y sólo el investigador responsable tendrá acceso a dicha información.

K. Voluntariedad

Su participación en este estudio es totalmente voluntaria. Usted puede decidir participar o no en este estudio, y podrá retirarse de la investigación en cualquier momento si así lo decidiera.

L. Preguntas

Usted tiene derecho a clarificar todas las dudas que se le presenten, podrá solicitar información más detallada sobre la investigación o algún tema relacionado con el estudio, en el momento que desee. Para dicho fin, por favor comuníquese con el investigador principal, Sr. Pablo Esteban Aqueveque Navarro, teléfono (41) 2661262, correo electrónico pablo.aqueveque@udec.cl.

II. SECCIÓN II: ACTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

He leído, comprendido y discutido la información anterior con el investigador responsable del estudio y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria.

Mi participación en este estudio es voluntaria, podré renunciar a participar en cualquier momento, sin causa y sin responsabilidad alguna.

Si durante el transcurso de la investigación, surge información relevante para continuar participando en el estudio, el investigador deberá entregar esta información.

He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos y/o educativos manteniendo en resguardo mis datos personales.

Si durante el transcurso de la investigación me surgen dudas respecto a la investigación o sobre mi participación en el estudio, puedo contactar con el investigador responsable.

Acepto participar voluntariamente en el estudio de investigación titulado "Detección y Análisis de Fatiga Muscular usando Electromiografía de Superficie".

Nombre:

Firma:

Fecha:

Apéndice B Anexo B

B.1 Datos ejercicios dinámicos

INFORMACIÓN ADQUIRIDA EN EJERCICIOS DINÁMICOS

ID	SET	CCR	CCD	P	DF	PF	NDF	NPF
1	1	20	20	-0,01692	SÍ	NO	NONE	NONE
2	1	20	20	-0,004298	SÍ	NO	NONE	NONE
3	1	20	18	-0,01018	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
4	1	20	21	0,03768	NO	NO	NONE	NONE
5	1	20	21	0,02129	NO	NO	NONE	NONE
6	1	20	20	0,007888	NO	NO	NONE	NONE
7	1	20	21	-0,02748	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
8	1	20	17	-0,03135	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
9	1	20	20	0,009468	NO	NO	NONE	NONE
10	1	20	17	-0,02254	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
11	1	20	20	0,0198	NO	SÍ	NONE	LEVE
12	1	20	20	0,017	NO	SÍ	NONE	LEVE
13	1	20	20	-0,02275	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
14	1	20	20	-0,009942	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
15	1	20	21	-0,01324	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
16	1	20	20	-0,04298	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
17	1	20	24	0,02779	NO	NO	NONE	NONE
18	1	20	15	-0,02168	SÍ	NO	NONE	NONE
19	1	20	20	-0,02791	SÍ	SÍ	NONE	NONE
20	1	20	20	-0,01339	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
21	1	20	19	0,03915	NO	NO	NONE	NONE
22	1	20	21	0,05326	NO	NO	NONE	NONE
23	1	20	18	-0,00975	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
24	1	20	20	-0,02275	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
25	1	20	20	-0,03408	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
26	1	20	20	-0,01836	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
27	1	20	21	-0,05505	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
28	1	20	23	-0,03408	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
29	1	20	17	-0,03135	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
30	1	20	20	-0,01692	SÍ	NO	NONE	NONE

INFORMACIÓN ADQUIRIDA EN EJERCICIOS DINÁMICOS

ID	SET	CCR	CCD	P	DF	PF	NDF	NPF
1	2	20	20	-0,04584	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
2	2	20	20	-0,08823	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
3	2	20	21	-0,044988	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
4	2	20	22	-0,04058	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
5	2	20	20	-0,0714	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
6	2	20	20	-0,04184	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
7	2	20	18	-0,111	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
8	2	20	17	-0,04904	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
9	2	20	20	-0,001918	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
10	2	20	18	-0,0588	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
11	2	20	20	0,001002	NO	SÍ	NONE	MODERADO
12	2	20	20	0,01519	NO	SÍ	NONE	MODERADO
13	2	20	20	-0,05513	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
14	2	20	20	-0,03325	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
15	2	20	17	-0,02513	SÍ	SÍ	LEVE	MODERADO
16	2	20	19	-0,04911	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
17	2	20	22	-0,0439	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
18	2	20	20	-0,03183	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
19	2	20	20	-0,03549	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
20	2	20	20	-0,04157	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
21	2	20	20	-0,02357	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
22	2	20	20	0,02337	NO	SÍ	NONE	MODERADO
23	2	20	20	-0,05888	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
24	2	20	20	-0,1185	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
25	2	20	20	-0,07238	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
26	2	20	20	-0,02478	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
27	2	20	22	-0,07422	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
28	2	20	20	-0,07238	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
29	2	20	17	-0,04904	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
30	2	20	20	-0,04584	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO

Tabla B.2: Datos adquiridos en ejercicios dinámicos en set 2.

INFORMACIÓN ADQUIRIDA EN EJERCICIOS DINÁMICOS

ID	SET	CCR	CCD	P	DF	PF	NDF	NPF
1	3	20	20	-0,1247	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
2	3	20	19	-0,09781	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
3	3	20	25	-0,0503	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
4	3	20	19	-0,07484	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
5	3	20	22	-0,1169	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
6	3	20	20	-0,04808	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
7	3	20	20	-0,1834	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
8	3	20	20	-0,1097	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
9	3	20	20	-0,01167	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
10	3	20	20	-0,06042	SÍ	SÍ	MODERADO	SEVERO
11	3	20	20	-0,05203	SÍ	SÍ	MODERADO	SEVERO
12	3	20	20	-0,06728	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
13	3	20	20	-0,1185	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
14	3	20	20	-0,04808	SÍ	SÍ	MODERADO	SEVERO
15	3	20	20	-0,04236	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
16	3	20	20	-0,08591	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
17	3	20	18	-0,09825	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
18	3	20	20	-0,03698	SÍ	SÍ	LEVE	MODERADO
19	3	20	20	-0,05696	SÍ	SÍ	MODERADO	SEVERO
20	3	20	20	-0,06142	SÍ	SÍ	MODERADO	SEVERO
21	3	20	20	-0,04179	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
22	3	20	20	-0,0197	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
23	3	20	20	-0,08133	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
24	3	20	20	-0,3883	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
25	3	20	20	-0,1512	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
26	3	20	20	-0,04929	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
27	3	20	20	-0,1373	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
28	3	20	20	-0,1512	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
29	3	20	20	-0,1097	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
30	3	20	20	-0,1247	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO

Tabla B.3: Datos adquiridos en ejercicios dinámicos en set 3.

Apéndice C Anexo C

C.1 Datos ejercicios isométricos

INFORMACIÓN ADQUIRIDA EN EJERCICIOS ISOMÉTRICOS								
ID	SET	CCR	CCD	P	DF	PF	NDF	NPF
1	1	1	1	-0,006938	SÍ	NO	NONE	NONE
2	1	1	1	-0,007352	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
3	1	1	3	-0,03959	SÍ	SÍ	MODERADO	LEVE
4	1	1	3	-0,01876	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
5	1	1	1	-0,01422	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
6	1	1	1	-0,006938	SÍ	NO	NONE	NONE
7	1	1	1	-0,007352	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
8	1	1	1	-0,01664	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
9	1	1	1	0,01519	NO	SÍ	NONE	LEVE
10	1	1	1	0,006384	NO	NO	NONE	NONE
11	1	1	1	-0,0007432	SÍ	NO	NONE	NONE
12	1	1	1	0,09801	NO	SÍ	NONE	SEVERO
13	1	1	1	-0,02737	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
14	1	1	1	0,006465	NO	NO	NONE	NONE
15	1	1	1	-0,00499	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
16	1	1	1	0,04834	NO	NO	NONE	NONE
17	1	1	1	0,006605	NO	SÍ	NONE	LEVE
18	1	1	1	-0,008352	SÍ	NO	NONE	NONE
19	1	1	1	-0,02101	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
20	1	1	1	0,006063	NO	NO	NONE	NONE
21	1	1	1	-0,000248	SÍ	NO	NONE	NONE
22	1	1	1	0,0193	NO	NO	NONE	NONE
23	1	1	1	-0,003379	SÍ	NO	NONE	NONE
24	1	1	1	-0,02737	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
25	1	1	1	0,00543	NO	SÍ	NONE	NONE
26	1	1	1	0,003984	NO	NO	NONE	NONE
27	1	1	3	-0,03959	SÍ	SÍ	MODERADO	LEVE
28	1	1	1	-0,02101	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
29	1	1	1	-0,00499	SÍ	SÍ	MODERADO	LEVE
30	1	1	1	-0,02101	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO

INFORMACIÓN ADQUIRIDA EN EJERCICIOS ISOMÉTRICOS

ID	SET	CCR	CCD	P	DF	PF	NDF	NPF
1	2	1	1	-0,00974	SÍ	NO	NONE	NONE
2	2	1	1	-0,01813	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
3	2	1	2	-0,04277	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
4	2	1	1	-0,04154	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
5	2	1	1	-0,05091	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
6	2	1	1	-0,00974	SÍ	NO	NONE	NONE
7	2	1	1	-0,01813	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
8	2	1	2	-0,01577	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
9	2	1	1	0,04014	NO	SÍ	NONE	LEVE
10	2	1	1	0,00544	NO	SÍ	NONE	LEVE
11	2	1	1	-0,004936	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
12	2	1	1	0,01496	NO	SÍ	NONE	SEVERO
13	2	1	1	-0,1989	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
14	2	1	1	-0,01481	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
15	2	1	1	-0,00679	SÍ	SÍ	NONE	MODERADO
16	2	1	2	-0,007728	SÍ	SÍ	NONE	MODERADO
17	2	1	1	-0,01907	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
18	2	1	1	-0,0233	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
19	2	1	1	-0,02511	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
20	2	1	1	-0,01204	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
21	2	1	1	-0,02182	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
22	2	1	1	-0,02544	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
23	2	1	1	-0,00883	SÍ	SÍ	NONE	MODERADO
24	2	1	1	-0,05513	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
25	2	1	1	-0,02775	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
26	2	1	1	-0,002917	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
27	2	1	2	-0,04277	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
28	2	1	1	-0,02511	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
29	2	1	1	-0,00679	SÍ	SÍ	NONE	MODERADO
30	2	1	1	-0,02511	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO

Tabla C.2: Datos adquiridos en ejercicios isométricos en set 2.

INFORMACIÓN ADQUIRIDA EN EJERCICIOS ISOMÉTRICOS

ID	SET	CCR	CCD	P	DF	PF	NDF	NPF
1	3	1	1	-0,03243	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
2	3	1	1	-0,0311	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
3	3	1	1	-0,05852	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
4	3	1	1	-0,1053	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
5	3	1	1	-0,06155	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
6	3	1	1	-0,03243	SÍ	SÍ	LEVE	LEVE
7	3	1	1	-0,0311	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
8	3	1	1	0,026	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
9	3	1	1	-0,01161	SÍ	SÍ	NONE	LEVE
10	3	1	1	0,001597	NO	SÍ	NONE	MODERADO
11	3	1	1	-0,02212	SÍ	SÍ	NONE	MODERADO
12	3	1	1	0,005107	NO	SÍ	NONE	SEVERO
13	3	1	1	-0,3885	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
14	3	1	1	-0,0225	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
15	3	1	1	-0,008118	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
16	3	1	1	-0,02107	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
17	3	1	1	-0,1797	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
18	3	1	1	-0,03195	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
19	3	1	1	-0,04433	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
20	3	1	1	-0,02517	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
21	3	1	1	-0,02357	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
22	3	1	1	-0,02646	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
23	3	1	1	-0,01554	SÍ	SÍ	LEVE	MODERADO
24	3	1	1	-0,1989	SÍ	SÍ	SEVERO	SEVERO
25	3	1	1	-0,03449	SÍ	SÍ	MODERADO	SEVERO
26	3	1	1	-0,004814	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
27	3	1	1	-0,05852	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
28	3	1	1	-0,04433	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO
29	3	1	1	-0,008118	SÍ	SÍ	NONE	SEVERO
30	3	1	1	-0,04433	SÍ	SÍ	MODERADO	MODERADO

Tabla C.3: Datos adquiridos en ejercicios isométricos en set 3.

Apéndice D ANEXO D

UNIVERSIDAD DE CONCEPCION – FACULTAD DE INGENIERIA RESUMEN DE MEMORIA DE TITULO

Departamento : Departamento de Ingeniería Eléctrica

Carrera : Ingeniería Civil Biomédica

Nombre del memorista : Maria Fernanda Olarte Mora

Título de la memoria : ANÁLISIS Y DETECCIÓN DE FATIGA MUSCULAR CON ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE EN SUJETOS EN AMBIENTE LABORAL

Fecha de la presentación oral : 28 de agosto del 2023

Profesor(es) Guía : Pablo Esteban Aqueveque Navarro

Profesor(es) Revisor(es) : Rosa Liliana Figueroa Iturrieta, Daniel Gerónimo Sbárbaro Hofer

Concepto :

Calificación :

Resumen

<p>La fatiga muscular es una sensación de cansancio extremo, tanto físico como mental, que se experimenta durante un trabajo prolongado o intenso. Puede ser causada por posturas incómodas, esfuerzos continuos y repetidos, sobrecarga de trabajo, movimientos repetitivos y el ambiente físico del trabajo. Estos factores generan tensión constante en los músculos y articulaciones, y la falta de descanso y recuperación muscular agrava la fatiga. Se desarrolló un algoritmo basado en la Transformada en Tiempo Corto de Fourier para detectar contracciones y niveles de fatiga muscular. Este algoritmo analiza la Frecuencia Mediana de la señal en el tiempo y utiliza un ajuste de regresión lineal para determinar diferentes niveles de fatiga. Los resultados se presentan en una Interfaz Gráfica de Usuario, mostrando indicadores como la cantidad de contracciones, la señal preprocesada y los tiempos de detección de fatiga. Se observaron diferencias significativas en la detección de contracciones entre los dos tipos de ejercicio, lo que demuestra su capacidad para adaptarse. Además, se encontró una concordancia entre la fatiga detectada y percibida en los ejercicios dinámicos, lo que indica una mayor precisión en la detección de fatiga en ese tipo de ejercicios. Sin embargo, se identificaron algunas limitaciones, como discrepancias en la detección de contracciones dinámicas y variaciones en la precisión y sensibilidad en cada nivel de fatiga.</p>
--