



CENTRO DE INVESTIGACION Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL

UNIDAD ZACATENCO

DEPARTAMENTO DE INGENIERIA ELECTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

*“Análisis de la fatiga muscular durante el uso del mouse utilizando la Transformada
Wavelet Discreta”*

T E S I S

Que presenta

Juan Ramón Mota Carmona

Para obtener el grado de:

DOCTOR EN CIENCIAS

**EN LA ESPECIALIDAD DE
INGENIERÍA ELÉCTRICA**

Director de Tesis:

Dr. Arturo Minor Martínez

Agradecimientos

Gracias al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT) por el apoyo brindado durante estos cuatro años para poder realizar el doctorado.

Agradezco al CINVESTAV y particularmente a la sección de Bioelectrónica por haberme dado la oportunidad de recibirme y hacer posible la realización de este trabajo.

Gracias al Dr. Arturo Minor Martínez por su ayuda, para llevar a cabo este proyecto y finalizar esta tesis.

Finalmente hago una mención muy especial a mis padres pues gracias a su apoyo puede culminar este proyecto de manera exitosa.

Resumen

Actualmente, el *mouse* se ha vuelto un dispositivo esencial en la interacción con la computadora. Sin embargo, de acuerdo con la International Labour Organization [1], durante y después de la emergencia sanitaria de 2020, el uso de la computadora y del *mouse* se volvió más común de lo que ya era, por lo que actualmente el manejo de este dispositivo se ha vuelto una parte integral en el ambiente de oficina y de casa.

Debido a que el tiempo de uso del *mouse* es cada vez mayor, el desarrollo de desórdenes músculo – esqueléticos en las extremidades superiores ha sido más recurrente. De acuerdo con Chen et al. [2], el uso intensivo o frecuente del *mouse* causa incomodidad en los músculos y tendones de la mano, además de la aparición de síntomas como dolor en el hombro y el antebrazo. De acuerdo con Larsson et al [3], los movimientos repetitivos durante el uso del *mouse* causan fatiga muscular en hombro y antebrazo, lo cual puede ocasionar desordenes musculoesqueléticos de tipo inflamatorio.

Debido a ello, el objetivo de este trabajo es realizar el análisis de una configuración ergonómica óptima que reduzca la fatiga muscular durante el uso del *mouse*. El proceso para lograrlo consiste en: 1) diseño y construcción de una almohadilla que se pueda sujetar a la pierna de forma segura, 2) diseño de la tarea a realizar con el *mouse*, 3) implementación de un electromiógrafo para registrar la actividad muscular, 4) adquisición de los datos y 5) el análisis de la señal EMG.

Abstract

Nowadays, the computer *mouse* has become an essential device for computer interaction. However, according to the International Labour Organization [1], computer and *mouse* use became more common during and after the health emergency in 2020. As a result, these devices are an important part of office and home environments.

Because the time of computer *mouse* use is getting longer, the development of musculoskeletal disorders in upper extremities has become more common. According to Chen et al. [2], intensive or frequent use of this device produces discomfort in muscles and tendons of the hand, in addition to the onset of symptoms like pain in the forearm and shoulder. According to Larsson et al. [3], repetitive movements may cause muscle fatigue during computer *mouse* use in the shoulder and forearm, which might cause musculoskeletal disorders of inflammatory type.

Due to this problem, this work aims to analyze an optimal and different ergonomic configuration to reduce muscle fatigue during continuous computer *mouse* use. The process to achieve this goal is: 1) design and construction of a pad to be able to fasten the leg of every person adequately, 2) design of the computer *mouse* task, 3) implementation of an EMG system for the signal recording, 4) data acquisition and 5) EMG signal analysis.

Índice general

1. Introducción	9
1.1 Ergonomía en una estación de trabajo	9
1.2 Posturas neutras y posturas forzadas.....	10
1.3 Cambio en las condiciones ergonómicas actuales.....	11
1.4 Dependencia del mouse en los trabajos actuales	12
1.5 Problemas asociados al uso del mouse	12
1.6 Antecedentes	13
1.7 Planteamiento del problema	15
1.8 Objetivos	15
1.8.1 Objetivo general	15
1.8.2 Objetivos específicos	16
2. Estado del arte	17
2.1 Diseño y contribución a la ergonomía de los ratones de PC.....	17
2.2 Mouse ergonómico para diseñadores profesionales.....	18
2.3 Análisis de la actividad muscular, desempeño y cinemática de la mano en jugadores de pc profesionales al usar distintos tipos de mouse	20
2.4 Análisis del túnel carpiano, incomodidad en la mano y usabilidad entre distintos tipos de mouse.....	21
2.5 Estudio de la actividad muscular del antebrazo durante el uso de un mouse inclinado.....	22
2.6 Métodos de descomposición de la señal EMG	22
2.7 Efecto del peso del mouse en el desempeño de la adquisición de objetivos entre jugadores de videojuegos	23
3. Metodología	25
3.1 Diseño y construcción de la almohadilla	25
3.2 Determinación de los músculos para el experimento.....	27
3.3 Tarea de pulsación unidireccional con el mouse.....	29
3.3.1 Descripción de la tarea a ejecutar	31
3.4 Protocolo experimental	32
3.4.1 Consideraciones previas.....	33

3.5 Adquisición de las señales EMG.....	36
3.6 Análisis de las señales EMG.....	41
3.6.1 Transformada Wavelet Discreta.....	42
3.6.2 La DWT frente a los métodos de análisis tradicionales.....	44
3.6.2 Determinación de la mejor DWT para detectar fatiga muscular.....	45
3.6.2 Procesamiento de la señal EMG.....	47
3.7 Análisis estadístico.....	51
4. Resultados	53
4.1 Frecuencia promedio (MNF)	53
4.2 Resultados del análisis estadístico	54
5. Discusión	58
6. Conclusión y perspectivas	61
Anexos	62
Bibliografía	63

Índice de figuras

Figura 3.1 Metodología empleada en el análisis ergonómico del uso del <i>mouse</i>	26
Figura 3.2: Diseño y conceptualización de la almohadilla ajustable.....	27
Figura 3.3: a) Extensor común de los dedos y b) flexor corto del pulgar.....	29
Figura 3.4: Concepto de la tarea de pulsación unidireccional	30
Figura 3.5: Esquema de la organización de la tarea experimental.....	31
Figura 3.6: Barras con las distintas combinaciones mostradas en la pantalla durante la prueba	32
Figura 3.7: Posturas corporales adoptadas en la estación de trabajo: a) antes de la tarea (posición de reposo), b) durante la tarea en la sesión 1 y c) durante la tarea en la sesión 2 (usando la almohadilla en la pierna).....	33
Figura 3.8: Curva de sensibilidad del ojo humano	34
Figura 3.9: Uso del <i>mouse</i> por medio de la almohadilla sujeta a la pierna	36
Figura 3.10: Tarjeta de adquisición de las señales electromiográficas	38
Figura 3.11: Interfaz de adquisición de datos para recibir y almacenar las señales EMG durante la tarea experimental	38
Figura 3.12: Organización del sistema desde el usuario hasta la adquisición de las señales EMG durante la tarea con el <i>mouse</i>	40
Figura 3.13: Diagrama de flujo de la programación del ESP32.....	41
Figura 3.14: Funcionamiento de la DWT al aplicarla a una señal.....	43
Figura 3.15 Árbol de descomposición de la señal EMG en siete niveles	44
Figura 3.16a: Primer grupo de funciones wavelet utilizadas en el análisis de la señal EMG.....	46

Figura 3.16b: Segundo grupo de funciones wavelet utilizadas en el análisis de la señal EMG.....	46
Figura 3.17: Proceso para la detección de fatiga muscular durante el uso del <i>mouse</i>	47
Figura 3.18: Filtrado de las señales EMG	48
Figura 3.19: Segmentación de la señal EMG	50
Figura 3.20: Descomposición de los subsegmentos EMG mediante la DWT	50
Figura 4.1: Comportamiento de la MNF a lo largo de las sesiones durante el uso del <i>mouse</i>	54
Figura 4.2: Diagramas de caja y bigotes de la MNF de todos los participantes	56

1. Introducción

1.1 Ergonomía en una estación de trabajo

Actualmente el amplio uso de la computadora ha creado un conjunto de condiciones ergonómicas que son distintas de los problemas en otros lugares de trabajo. Los ordenadores son usados en distintos lugares desde hospitales hasta fabricas [4]. Uno de los elementos clave para asegurar que la gente pueda trabajar de forma cómoda y efectiva es una buena postura. Sin embargo, el no mantener una posición adecuada ha dado lugar a que las personas sean propensas a desarrollar lesiones por esfuerzo repetitivo en las extremidades superiores como hombro, antebrazo y mano. Esto es porque en la postura influyen aspectos como la distancia de la pantalla al rostro, la altura y el respaldo de la silla, las dimensiones del espacio de trabajo y los apoyos o respaldo para el antebrazo y la mano. Es por ello que todos los elementos dentro de la estación de trabajo deben estar balanceados. El objetivo es hacer que la persona mantenga una postura neutral para minimizar los incidentes de los trastornos musculoesqueléticos [4].

En general, la selección de estos elementos es importante para lograr lo antes mencionado. En primer lugar, la selección de una silla adecuada puede ser un factor crítico de impacto para prevenir la fatiga de la espalda así como para mejorar el desempeño y la eficiencia. De acuerdo con Kroemer [5], en un estudio realizado en 2014 entre trabajadores de oficina, la espalda fue la primera parte del cuerpo afectada debido a una mala posición. Otro de los aspectos importantes es la posición del teclado y del *mouse* en la estación de trabajo, ya que esto influye directamente sobre la altura que adopte al codo de la persona.

Por otra parte, el mantener una postura estática durante largos periodos ocasiona que los músculos se contraigan de manera inadecuada causando estrés al cuerpo. De forma específica, el mantener una postura pobre puede llevar a los siguientes problemas:

- Fatiga en cuello y hombros
- Dolor en espalda baja

- Rigidez e incomodidad en las piernas

Específicamente, los factores físicos de riesgo asociados al uso de la computadora son:

- Posturas extremas o incómodas
- Carga muscular estática
- Repetitividad
- Estrés de contacto (muslos, brazos y palmas)
- Duración

Por ello se deben evaluar aspectos específicos para determinar si existen factores de riesgo para la persona que se encuentra en la estación de trabajo. Dichos factores son: si la persona está sentada en una posición incómoda, si los codos están doblados a 90 grados, muñecas desviadas, si la persona se encuentra inclinada hacia adelante o si la persona ha experimentado lesiones músculo esqueléticas.

1.2 Posturas neutras y posturas forzadas

De acuerdo con [6], se considera una postura neutra cuando la articulación está dentro del intervalo de los ángulos de confort y que se puede mantener sin causar fatiga. El objetivo de diseñar lugares o estaciones de trabajo que permitan una postura neutral es uno de los objetivos principales de la ergonomía. Lo que una postura neutra permite es [6]:

- Realizar una fuerza mayor y actuar con rapidez.
- Reducir o eliminar esfuerzos en los tendones.
- Facilitar la circulación de la sangre y recuperarse más fácilmente de la fatiga.

Por otra parte, las malas posturas son la consecuencia de no poder realizar una postura adecuada. La mecanización y la automatización de las actividades en el espacio de trabajo afectan en todos los sectores de la actividad laboral. La disminución en las exigencias físicas ha llevado a un cambio que se traduce en un aumento de las

posturas sedentarias para manejar algún aparato o controlar procesos [6]. esas posturas de trabajo pueden acarrear ciertas consecuencias si está mal diseñada o planeada trayendo como consecuencia dolores o malestares musculares, que, a largo plazo pueden convertirse en trastornos musculoesqueléticos.

1.3 Cambio en las condiciones ergonómicas actuales

Debido a la pandemia de COVID-19, el uso de la computadora desde casa aumentó considerablemente. De acuerdo con Emerson et al. [7], un estimado del 75% de la fuerza laboral era llevado a cabo desde casa. Por esta razón, las condiciones ergonómicas cambiaron de forma considerable pues el hecho de trabajar en el hogar implicaba que las condiciones no siempre fueran las adecuadas. A pesar de que las actividades han vuelto a la normalidad, cada vez es más común el trabajo desde casa o “*home office*”. Esta situación supone cierta problemática en cuanto a las condiciones ergonómicas pues no siempre son las más adecuadas comparado con una estación de trabajo en una oficina. Este hecho aunado al factor de largas horas de uso del *mouse* con movimientos repetitivos aumenta el riesgo de sufrir lesiones por esfuerzo repetitivo o trastornos musculoesqueléticos. Para evitar estos problemas se debe contar con el mobiliario adecuado y al diseñarlo se deben tomar en cuenta las medidas antropométricas de cada persona. Esto puede comenzar por una estación de trabajo apropiada que permita prevenir o reducir lesiones musculoesqueléticas. En primer lugar, el Centro Canadiense para la salud y seguridad ocupacional (CCOHS), sugiere que el *mouse* debe sujetarse ligeramente sin apretar la mano. En segundo lugar, la muñeca debe estar recta, así como el antebrazo y los dedos. El *mouse* debe moverse desde el codo y no solo debe girarse la muñeca para moverlo.

En cuanto a otro tipo de indicaciones, se recomienda usar atajos en el teclado y proteger la muñeca utilizando algún tipo de base para que esta se apoye y no adopte una posición forzada.

1.4 Dependencia del *mouse* en los trabajos actuales

El software moderno ha hecho que el uso de la computadora dependa cada vez más del *mouse*. En profesiones como arquitectura, ingeniería, diseño gráfico y trabajo de diseño asistido por computadora (CAD), más de dos tercios del tiempo de uso de la computadora es a través de este dispositivo [8]. Usar el *mouse* implica movimientos pequeños y exactos con los dedos como apuntar, dar clic, arrastrar y soltar sobre un objetivo en el monitor [2] por tiempo indefinido. En la actualidad, estas acciones son muy comunes en el software moderno en donde se requiere que los movimientos de la extremidad superior sean cada vez más precisos para llevar a cabo ciertas acciones. Según Dennerlein y Di Marino et al. [9], mientras más pequeño es el objetivo la dificultad aumenta haciendo que los músculos realicen movimientos motores más finos y que estén en un estado de tensión por más tiempo. Esto ha llevado a que surjan distintos tipos de *mouse* con diseños ergonómicos para evitar que el antebrazo y la mano adopten posturas incómodas. Sin embargo, aun con la existencia de estos diseños, las personas aún prefieren utilizar este dispositivo bajo su diseño convencional, lo que sigue dejando latente la posibilidad de tener algún trastorno musculoesquelético o alguna lesión por esfuerzo repetitivo en el mediano o largo plazo. Esto se debe a que normalmente, estos diseños se centran en cambiar la posición de la mano o la muñeca a una forma más neutral olvidando el resto de la extremidad superior, es decir, brazo, antebrazo y hombro. De acuerdo con [10], algunas personas han presentado reportes de calambres en el antebrazo al realizar ciertas tareas con el *mouse* debido al incremento en la carga muscular. Además de ello, el uso continuo de este dispositivo es uno de los factores cruciales para llevar a que los usuarios del *mouse* presenten molestias musculares.

1.5 Problemas asociados al uso del *mouse*

Estudios de hace dos décadas han sugerido que el uso de este dispositivo puede contribuir a problemas de salud como dolor crónico en la región del cuello y hombro. Otros estudios encontraron que los riesgos de trastornos musculoesqueléticos entre

trabajadores de oficina incrementaron al usar el *mouse* por más de 20 horas a la semana, es decir un promedio de 4 o 5 horas al día. De acuerdo con Chen et al. [2], usar el *mouse* consiste básicamente en la extensión de la muñeca y el movimiento de los dedos, la desviación ulnar y radial, la pronación y supinación del antebrazo y el movimiento del hombro. Sin embargo, estas posturas pueden llegar a resultar incómodas si se mantiene por un tiempo prolongado. Esto ha llevado a que los trastornos músculo esqueléticos y las lesiones por esfuerzo repetitivo sigan presentes hasta ahora ya que al usar el *mouse* de forma convencional el usuario es forzado a girar la palma de la mano paralela a la superficie de trabajo, lo que resulta en una carga estática y esfuerzo muscular. Además de ello, como se mencionó en el apartado anterior, la tensión muscular prolongada está asociada a los trastornos musculoesqueléticos. De acuerdo con Faraji et al. [11], el uso del *mouse* por más de 20 horas a la semana puede causar irritación y rigidez en relación con los trastornos musculoesqueléticos y usarlo por más de 30 horas a la semana incrementa el riesgo de presentar el síndrome del túnel carpiano (CTS). Sin embargo, esta no es la única lesión que se puede presentar, pues existen otros desordenes como epicondilitis, tenosinovitis y bursitis. Esto se debe a que hay cuatro movimientos que han sido detectados durante el uso del *mouse*:

- Pronación del antebrazo
- Desviación ulnar y radial de la muñeca
- Flexión dorsal de la muñeca
- Extensión, estiramiento y movimientos laterales de los dedos

De acuerdo con Faraji et al [11], si estos movimientos son excesivos se puede padecer de trastornos musculoesqueléticos en las extremidades superiores a mediano o largo plazo.

1.6 Antecedentes

Anteriormente, se propusieron ciertas alternativas para evitar las posiciones o posturas extremas adoptadas por el brazo y la mano al momento de utilizar el *mouse*. Estas

modificaciones a las estaciones de trabajo han sido diversas desde las mas simples como modificar la postura del cuerpo hasta la implementación de ciertos aditamentos. Onyekebe et al. [12] propuso soportes para la palma y el antebrazo con seis distintas configuraciones para examinar que configuración podía reducir la carga biomecánica al usar este dispositivo.

En otro estudio, Sako et al. [13], realizó un análisis de las señales EMG durante ciertas tareas realizadas con el *mouse* cambiando la posición de este dentro del área de trabajo. Se enfocó principalmente en los músculos del hombro, específicamente en el trapecio superior, ya que durante el uso del *mouse*, se realiza la elevación de la escapula por medio de este músculo. En primer lugar, demostraron que entre más alejado este el *mouse* del teclado, la abducción del hombro será mayor. En general encontraron que la actividad muscular se redujo al mantener una posición proximal excepto para el deltoides medio y el deltoides posterior.

Por otra parte, Chen et al. [2], propuso la modificación del ángulo del *mouse* para investigar los efectos sobre los músculos del antebrazo ante dicha modificación. El demostró que al aumentar el ángulo de inclinación de 25 a 30 grados la pronación del antebrazo se redujo, pero incrementó la flexión y la extensión de la muñeca.

Sin embargo, Fagarasanu et al. [14] demostró que incluso si el antebrazo y la mano se encuentran en reposo sobre una superficie como un escritorio, la actividad del antebrazo incrementa significativamente debido a las posturas desviadas. Además de ello, un factor crítico es la flexión del codo a 90 grados que normalmente se adopta cuando se usa el *mouse*, ya que el mantener el codo flexionado por periodos prolongados puede producir el atrapamiento del nervio cubital, lo que desemboca en el hormigueo y entumecimiento de los dedos de la mano.

Por otra parte, afecciones como la epicondilitis lateral causa micro desgarros de los tendones que unen los músculos del antebrazo en la parte externa del codo.

1.7 Planteamiento del problema

Como se mencionó en la sección anterior, se han propuesto distintas soluciones para mejorar las condiciones ergonómicas durante el uso del *mouse*, sin embargo, los estudios realizados anteriormente tienen un detalle en común que es que a pesar de que se cambia el tipo de *mouse* o se ponen soportes para el antebrazo o la mano, el codo siempre está flexionado a 90 grados, teniendo las implicaciones ya mencionadas. En estos estudios no se consideró la extremidad superior en su totalidad. Es necesario ver a esta extremidad como una cadena biomecánica, en donde el movimiento de una de las partes afecta el de las demás. Es por ello que en este trabajo se propone una alternativa que tome en cuenta a toda la extremidad superior de tal forma que al usar el *mouse* se eviten las posiciones desviadas o forzadas y se reduzca de forma significativa la fatiga muscular para así prevenir la aparición de trastornos musculoesqueléticos. La hipótesis de este trabajo es que al usar el *mouse* sobre la almohadilla sujeta a la pierna, la extremidad adoptará una postura más neutral y no forzada, evitando la fatiga muscular así como posiciones extremas como la pronación del antebrazo además de disminuir el ángulo de flexión del codo para disminuir el riesgo de atrapamiento del nervio cubital a largo plazo.

1.8 Objetivos

1.8.1 Objetivo general

Realizar un análisis comparativo de dos distintas posturas de la extremidad superior durante el uso del *mouse*, analizando las señales electromiográficas de la mano y del antebrazo con el fin de determinar cuál de las dos posiciones causa menos fatiga muscular al usar este dispositivo de forma repetitiva y continua, de forma que sea posible evitar algún trastorno musculoesquelético a mediano o largo plazo al usar el *mouse*.

1.8.2 Objetivos específicos

- Diseñar y construir la almohadilla que estará sujeta a la pierna sobre la que se colocará el *mouse*.
- Establecer el protocolo para la prueba estandarizada con el *mouse*.
- Rediseñar el electromiógrafo para que pueda ser portátil y se puedan enviar las señales por vía bluetooth hacia la computadora.
- Realizar las pruebas en dos sesiones, cambiando en cada una la postura adoptada por la extremidad superior al utilizar el *mouse*.
- Adquirir las señales EMG del antebrazo y de la mano de cada persona durante el uso del *mouse*.
- Modificar la interfaz en la PC para la adquisición de los datos desde el microcontrolador vía Bluetooth.
- Analizar las señales EMG adquiridas mediante la transformada wavelet discreta (DWT) para detectar la fatiga muscular.
- Establecer cuál es la DWT óptima para la detección de la fatiga muscular.
- Determinar si la hipótesis planteada es correcta.

2. Estado del arte

En este capítulo se presentan los estudios más recientes respecto a la ergonomía en el uso del *mouse* para prevenir desordenes musculoesqueléticos causados por el uso prolongado y continuo de este dispositivo.

2.1 Diseño y contribución a la ergonomía de los ratones de PC

Dada la tendencia del software moderno, cada vez resulta más complicado dejar el uso del *mouse* debido a la precisión que se requiere en tareas como el arrastre y dirección de objetos gráficos en la pantalla llevando a esfuerzos estáticos que aumentan el riesgo de alguna lesión por esfuerzo repetitivo.

En este contexto, distintas soluciones han surgido con el objetivo de evitar las posturas extremas en extremidades como el antebrazo y la mano.

Uno de los principales enfoques ha sido la modificación en la forma y la geometría del *mouse*. En el estudio realizado por Lourenço et al [15], se desarrollaron cuatro tipos distintos de *mouse* ergonómicos con base en criterios como la dimensión de la mano, el peso del dispositivo y las posturas lo más neutrales posibles de la mano.

De los cuatro dispositivos fabricados, seleccionaron los dos mejores puntuados por los usuarios para su uso final. Los requerimientos y recomendaciones en los que se basaron para el diseño de estos dispositivos están regidos por el estándar ISO-9241 y fueron los siguientes:

- El dispositivo debe ser operado por el usuario sin desviaciones inadecuadas de la mano, dedos, brazo, hombro y cabeza desde sus respectivas posiciones neutrales.
- El dispositivo debe ser operado por el usuario sin esfuerzo excesivo. Por tanto la carga biomecánica deberá ser minimizada y la forma del *mouse* debe tomar en cuenta la disminución de la carga muscular estática.

- Las muñecas y los antebrazos deben estar cerca de sus posiciones neutrales evitando la extensión de la muñeca y de los dedos.
- La forma del *mouse* y la ubicación de los botones debe minimizar la extensión de los dedos o algún otro movimiento que pueda causar esfuerzo o carga estática del musculo extensor o de algunos dedos.

Algo que comparten en común los cuatro diseños es que todos poseen un ángulo de inclinación de 30 grados y un hueco que sirve proporciona un soporte efectivo para el dedo pulgar. Cada diseño prioriza un aspecto distinto respecto a la posición de la mano y del antebrazo en aspectos como pronación / supinación y flexión / extensión respectivamente.

De forma más específica, el primer diseño prioriza la acción de prensado de la mano y el agarre de precisión. Sin embargo, debido a su geometría, el balance durante el uso se vio comprometido. Por otra parte, su segundo diseño, da prioridad al descanso de la palma y muñeca de la mano, sin embargo, no previene la pronación del antebrazo. Respecto a su tercer diseño, este enfatiza el descanso de la mano manteniendo los dedos ligeramente flexionados, consiguiendo una postura mas ligeramente inclinada de la muñeca, mientras minimiza la pronación del antebrazo. Finalmente, su cuarto prototipo permite que los dedos adopten una curvatura mayor y tiene un hueco para que la muñeca pueda descansar.

Los resultados de su estudio al hacer pruebas multidireccionales con base en el estándar ISO-9241 y analizar las señales EMG mostraron que su cuarto prototipo tuvo un efecto significativo en la disminución de la actividad muscular mejorando la ergonomía del este dispositivo.

2.2 *Mouse* ergonómico para diseñadores profesionales

En este estudio, Faraji et al [11] se centraron más en tratar de prevenir el síndrome del túnel carpiano. Con base en ello diseñaron el prototipo del *mouse*. Los principales

movimientos que se realizan al usar el *mouse* y que trataron de evitar en su diseño, fueron los siguientes:

- Pronación del antebrazo.
- Desviación ulnar y radial de la muñeca.
- Flexión dorsal de la muñeca.
- Extensión, estiramiento y movimientos laterales de los dedos.

Si estos movimientos se realizan de forma prolongada durante el uso del *mouse*, se genera un riesgo para desarrollar trastornos musculoesqueléticos.

Los autores de este estudio dividieron a los sujetos de prueba en tres grupos: en el primero, las personas eran usuarios de software de diseño gráfico y diseño 3d en donde prácticamente solo se utiliza el *mouse*. El segundo grupo consistió en personas que usan distintos tipos de software como estudiantes y secretarias. Mientras que los usuarios del tercer grupo se enfocaban en el uso de software matemático y estadístico.

Esta variedad de usuarios permite tener una visión más amplia acerca de los distintos usos que se le puede dar a este dispositivo.

Como se mencionó previamente, los criterios ergonómicos para el diseño del *mouse* consistieron en evitar las posiciones forzadas del antebrazo y la mano.

En cuanto a los criterios de funcionalidad, los autores establecieron lo siguiente:

- Que la posición de las teclas no permita que se activen accidentalmente.
- Que el *mouse* sea ligero y portable.
- Que no tenga botones adicionales o más de los necesarios.
- Que sea inalámbrico.

Al igual que en el estudio anterior, los autores también consideraron un ángulo de inclinación de 30 grados para disminuir la desviación ulnar y radial.

A pesar de todas las consideraciones ergonómicas, el estudio resalta que los usuarios ponen más atención al apartado estético que al apartado funcional por lo que se debe encontrar un balance entre ambos factores.

2.3 Análisis de la actividad muscular, desempeño y cinemática de la mano en jugadores de pc profesionales al usar distintos tipos de *mouse*

En este estudio, Li et al. [16], se evaluó si las pequeñas diferencias en el peso del *mouse* afectaron el desempeño en el uso de este dispositivo, la actividad muscular del brazo, la cinemática de la mano, usabilidad y fatiga entre jugadores de videojuegos profesionales.

Para ello, realizaron una tarea basada en la Ley de Fitts y compararon las diferencias entre jugadores profesionales y jugadores de alto nivel. La tarea aplicando la ley de Fitts tuvo en total 256 clics y los círculos cambiaban de diámetro aleatoriamente combinándolo con la distancia entre ellos.

Para su experimento usaron tres tipos distintos de *mouse* y el orden en el que se usaron fue aleatorio. Por otra parte, la actividad muscular fue registrada en 10 músculos, desde el hombro hasta el antebrazo y calcularon el RMS de las señales para su análisis. Sin embargo, en el análisis de la actividad muscular durante la tarea aplicando la ley de Fitts, no encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los 10 músculos que analizaron. En cuanto a los niveles de actividad muscular, hubo diferencias significativas en el músculo del hombro así como en el flexor superficial (antebrazo). En cuanto a la fatiga muscular, los jugadores profesionales reportaron niveles más altos en cuello, hombro, antebrazo y muñeca.

Ellos concluyeron que la técnica para usar el *mouse* afectó la actividad en distintos músculos en jugadores profesionales como jugadores de alto nivel. Además de ello, mencionaron que durante el uso de este dispositivo, la actividad muscular estática fue más alta que los límites recomendados por lo que algún tipo de intervención para reducirla es necesaria para reducir la fatiga muscular y el riesgo de presentar algún desorden musculoesquelético.

2.4 Análisis del túnel carpiano, incomodidad en la mano y usabilidad entre distintos tipos de *mouse*.

A pesar de que este dispositivo ha sido muy estudiado desde el punto de vista ergonómico y de desempeño, la necesidad por mejorar su diseño para evitar incomodidad y algún tipo de trastorno musculoesquelético en mano y antebrazo sigue latente.

Oveisi et al, [17] realizó un estudio comparando tres tipos de *mouse*: modelo convencional, modelo vertical y modelo plano con el fin de encontrar cual de ellos sería el más idóneo para su uso y que efectos tendría en el síndrome del túnel carpiano. Para ello, en primer lugar, realizaron mediciones a las manos de los participantes para asignarles el *mouse* que se adecuara más a la medida de su mano. Posteriormente, los sujetos de prueba respondieron el cuestionario del Síndrome del Túnel Carpiano de Boston (BCQT) para saber si algunos de ellos presentaban alguna molestia como dolor, debilidad o estremecimiento en los dedos.

La postura de la mano de cada usuario fue examinada por medio de la observación. A cada participante se le pidió que usara el *mouse* como normalmente lo hacía. Los movimientos que más observaron fueron flexión, extensión y desviación. Las personas elegidas para su estudio fueron trabajadores de oficina de distintas compañías.

En este estudio, se les realizó un seguimiento para conocer si presentaban síntomas que pudieran indicar si padecían el CTS, sin embargo, no fue sino hasta después de dos meses aproximadamente que las personas comenzaron a reportar ciertas molestias. Los resultados de este estudio mostraron que en general el *mouse* que causó mayor incomodidad y molestias fue el *mouse* plano, mientras que los otros dos modelos fueron los menos incómodos teniendo resultados similares. Además de ello, la zona de la mano con mayor incomodidad fue la de los dedos meñique y anular seguida de la parte inferior de la palma de la mano.

2.5 Estudio de la actividad muscular del antebrazo durante el uso de un *mouse* inclinado

En este trabajo realizado por Coelho et al. [18], se realizó una comparativa sobre el nivel de actividad muscular estática y dinámica usando dispositivos de apunte y seguimiento como el *mouse*, basándose en los cambios de intensidad de las contracciones. Los movimientos que analizaron en este estudio fueron la extensión y desviación radial de la muñeca, la desviación ulnar, la extensión de los dedos y la abducción del dedo pulgar. Esto debido a que los autores de este trabajo argumentan que son las posturas más peligrosas que se adoptan durante el uso del *mouse* y que pueden llevar a algún trastorno musculoesquelético.

Los dispositivos que usaron en este estudio fueron un *mouse* con un ángulo de inclinación de 60 grados, y otro con un ángulo de inclinación de 90 grados, es decir un *mouse* vertical. Estos diseños son hechos con la finalidad de reducir ciertas posturas forzadas como la pronación del antebrazo y aumentar del desempeño y la comodidad del usuario.

La tarea que realizaron para la evaluación de la actividad muscular fue la tarea de pulsación multidireccional basada en la norma ISO 9241. Esto incluía las tareas básicas del uso del *mouse* como el arrastre, selección y apunte de los objetivos en la pantalla.

Los autores concluyeron que el tamaño de la mano es un factor crucial para determinar la naturaleza de la dinámica de la actividad muscular en el antebrazo. Encontraron que la dinámica muscular entre distintos *mouses* fue similar, pero distintas entre los diferentes tamaños de manos.

2.6 Métodos de descomposición de la señal EMG

A pesar de que la transformada wavelet discreta es un método de análisis de señal que ha sido utilizado desde hace mucho tiempo, aún en la actualidad sigue siendo empleado en ciertas aplicaciones como el análisis de bioseñales. En particular, ha sido empleado para analizar señales EMG para aplicaciones como la clasificación de

movimientos o la detección de fatiga muscular. Recientemente, Katiyar et al [19], uso la DWT como uno de los métodos para la descomposición de señales EMG obtenidas de acciones como saludar, aplaudir y martillar.

La necesidad de utilizar estos métodos es debido a que los parámetros en tiempo y frecuencia por si solos no brindan la información suficiente sobre la señal EMG debido a su naturaleza no periódica. Métodos como la transformada corta de Fourier (STFT) presenta problemas de resolución, mientras que la distribución de Wigner – Ville (WVD) es susceptible al ruido [19]. Es por eso que, el estudio hecho por Katiyar realia la descomposición de la señal EMG empleando la DWT, descomposición de modo empírico (EMD) y la descomposición de modo variable (VMD). Después de haber realizado la descomposición de la señal, los autores extrajeron seis características para la clasificación de los movimientos propuestos: desviación estándar (SD), valor absoluto promedio (MAV), kurtosis, RMS, longitud de la forma de onda y amplitud Wilison. Posteriormente realizaron el análisis de componentes principales (PCA) para la reducción de dimensionalidad de los vectores creados con las características mencionadas previamente. Específicamente para el uso de la DWT, ellos usaron la función *Daubechies 8 (Db8)*. Al final, sus resultados mostraron que esta función tuvo una efectividad del 83.3% mostrando que este método aun puede ser bastante útil para el análisis de las señales EMG.

2.7 Efecto del peso del *mouse* en el desempeño de la adquisición de objetivos entre jugadores de videojuegos

Este estudio realizado por Conroy et al. [20], los autores analizan el efecto de los periféricos (*mouse*, teclado, etc.) en los deportes electrónicos (esports), ya que ha sido una actividad que ha cobrado relevancia hasta el punto en que muchas personas se vuelven profesionales en algún videojuego de esta naturaleza. Además de ello, actualmente, los juegos por computadora se ejecutan principalmente utilizando el *mouse*. Es aquí donde cobra mayor relevancia el uso de este dispositivo ya que muchas veces son varias horas las que pasan los jugadores frente a la pantalla y usando este dispositivo.

Esto ha dado pie a nuevos diseños de *mouse* con distintas configuraciones. Una de ellas es la modificación del peso debido a que los jugadores requieren precisión y baja latencia en la interacción con la computadora para tener un alto desempeño. Es por eso que, en este estudio, los autores propusieron el uso del *mouse* con cuatro pesos distintos: 50g, 60g, 90g y 100g.

Sus resultados mostraron que los participantes aumentaron su rapidez en 4% y su precisión en 9% al usar el *mouse* con un peso de 50g, 60g, y 90g en comparación con el de 100g. En general, los autores demostraron que el desempeño de los jugadores mejoro cuando usaban el *mouse* menos pesado combinado con una ganancia de pantalla más baja.

Esto demuestra que ahora no solo la forma y las dimensiones influyen en la ergonomía de este dispositivo, sino que también lo hace el peso, principalmente si su uso es prolongado y repetitivo.

3. Metodología

A continuación, se presenta el desarrollo en el análisis para la evaluación del uso del *mouse* al adoptar una posición distinta a la convencional de forma que se eviten las posturas desviadas y los trastornos musculoesqueléticos.

El proceso se compone de las siguientes etapas:

- a) Diseño y construcción de la almohadilla sobre la que se colocará el *mouse* y que estará sujeta a la pierna.
- b) Determinación de los músculos de la extremidad superior que serán analizados durante el uso del *mouse*.
- c) Implementación de la tarea que se realizara para usar el dispositivo.
- d) Comparativa ergonómica del uso del *mouse* empleando dos posturas distintas de la extremidad superior.
- e) Adquisición de las señales de EMG de los músculos seleccionados durante el uso del dispositivo.
- f) Análisis de las señales electromiográficas mediante la transformada wavelet discreta (DWT) para detectar la fatiga muscular.
- g) Determinación de la DWT óptima para la detección de fatiga muscular.
- h) Análisis estadístico.

La figura 3.1 muestra el diagrama de la metodología empleada en general para el análisis de la fatiga muscular causada por el uso prolongado del *mouse* y la solución propuesta para reducirla de forma considerable.

3.1 Diseño y construcción de la almohadilla

La almohadilla diseñada en este trabajo fue pensada para que sea cómoda y ajustable de acuerdo con las medidas de cada persona al momento de utilizar el *mouse*. Las principales razones para el diseño de esta almohadilla fueron las siguientes:

- Disminuir la pronación del antebrazo.

- Disminuir el ángulo de flexión del codo para evitar alguna lesión del nervio cubital a largo plazo.
- Disminuir la abducción del hombro.
- Hacer que la extremidad superior desde el hombro hasta la mano adopte una postura más neutra.
- Una superficie lo suficientemente grande para deslizar el *mouse* de forma adecuada.

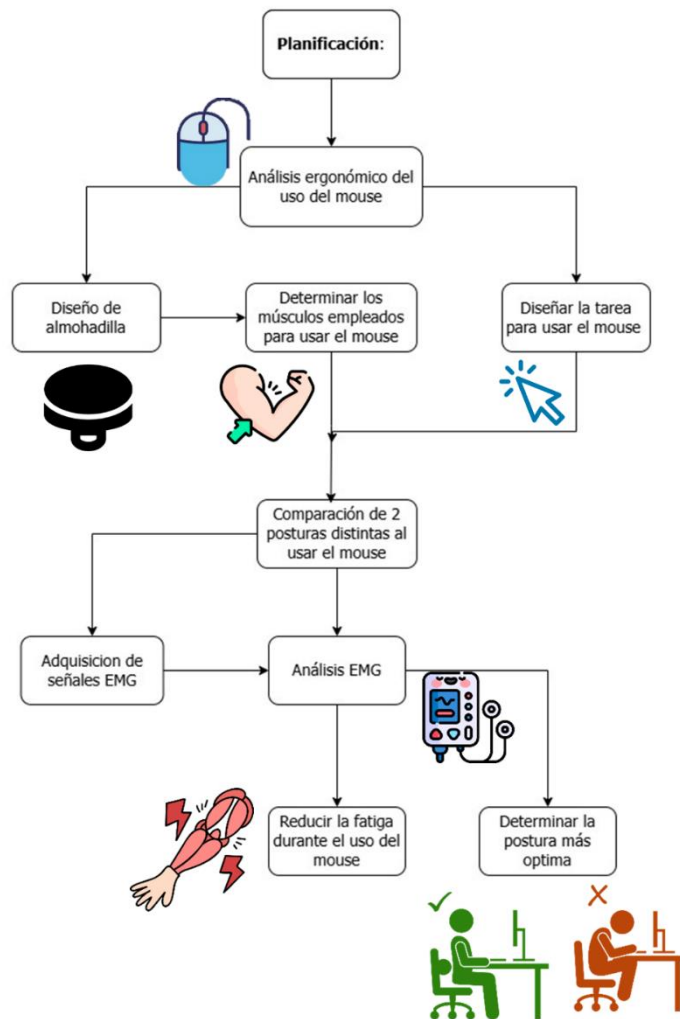


Fig. 3.1: Metodología empleada en el análisis ergonómico del uso del *mouse*.

Con base en estos criterios se creó una almohadilla de forma circular con un grosor de 6mm y un diámetro de 160mm. El boceto del diseño y la conceptualización se muestran en la figura 3.2.

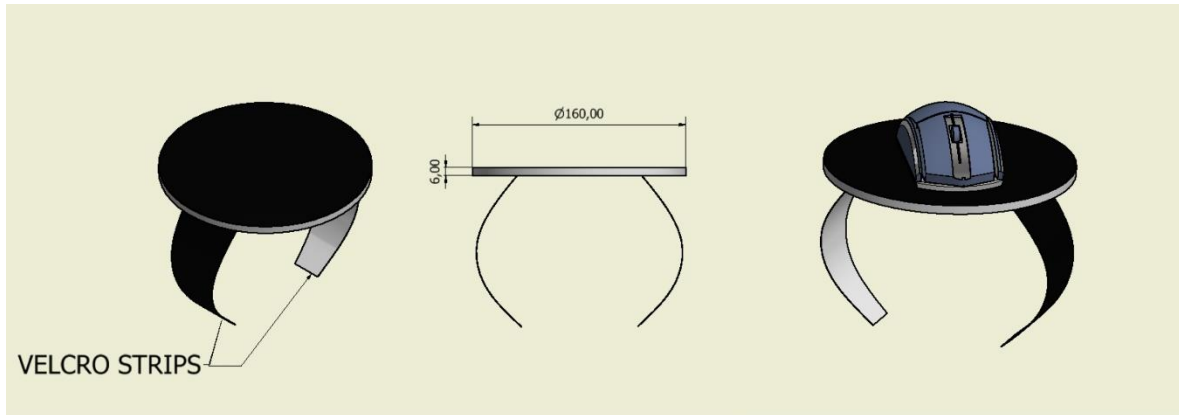


Fig. 3.2: Diseño y conceptualización de la almohadilla ajustable.

Como se muestra en la figura 3.2, la almohadilla cuenta con un par de tiras de velcro que permiten ajustarla a las dimensiones de la pierna de cada persona. El material con el que esta recubierta es fomi, el mismo material con el que están hechas las alfombrillas comerciales para *mouse*. Esto permite que el dispositivo se deslice de forma óptima sobre la superficie de la almohadilla para no afectar el desempeño del usuario.

Por otra parte, otra de las razones por la que se creó esta almohadilla es porque idealmente el *mouse* debería estar colocado enfrente de la pantalla de la computadora, sin embargo, debido a que ese lugar está ocupado por el teclado, normalmente el *mouse* ocupa una posición adyacente. El problema radica en que tal ubicación no es muy adecuada tanto para el control del *mouse* como para la comodidad del usuario.

3.2 Determinación de los músculos para el experimento

De acuerdo con lo descrito en la literatura, los músculos que presentan más actividad durante el uso del *mouse* se encuentran en el área del antebrazo y de la mano. Por lo

tanto, estos grupos musculares son los que se encuentran con la mayor probabilidad de sufrir algún trastorno musculoesquelético o lesión por esfuerzo repetitivo. En este estudio, los músculos seleccionados para el análisis fueron el extensor común de los dedos ubicado en el antebrazo y el flexor corto del pulgar en la mano.

La razón por la que se eligió el extensor común de los dedos es porque se ha demostrado en distintos estudios que este músculo es uno de los más afectados causando molestias como dolor al usar el *mouse* de forma prolongada. Incluso, de acuerdo con el estudio realizado por Chen et al. [2], se demostró que la actividad muscular del extensor también aumentaba al intentar cambiar el ángulo de inclinación del *mouse*, resultando en algo contraproducente. Por tanto, esto indica que esa no fue una solución viable para reducir el riesgo de alguna lesión por esfuerzo repetitivo en este músculo. Debido a ello, se decidió analizar a este músculo para encontrar una solución más viable.

En cuanto al flexor corto del pulgar, este ha sido analizado con anterioridad para ver si es afectado por el síndrome del túnel carpiano (CTS), sin embargo, las condiciones bajo las que ha sido analizado han sido distintas a las condiciones que representa el uso del *mouse* de forma prolongada. de ahí la importancia de su elección para este estudio. Como evidencia, Rainoldi et al [21], analizó las alteraciones en la actividad electromiográfica de este músculo como síntoma previo del CTS. Sin embargo, en ese estudio se empleó un dispositivo mecánico diseñado para mantener la muñeca en una posición neutral. Es decir, estas condiciones son completamente diferentes a las que adopta la muñeca y la mano en general durante el uso del *mouse*. Por lo tanto, es importante analizar la actividad de este músculo bajo el uso prolongado de este dispositivo.

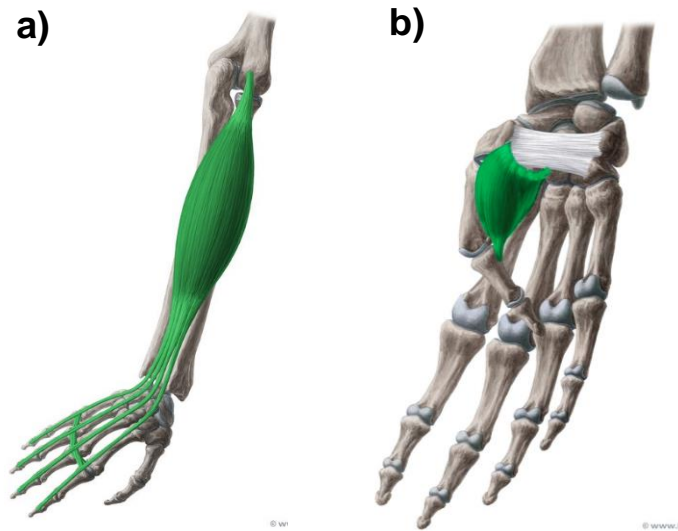


Fig. 3.3: a) Extensor común de los dedos y b) flexor corto del pulgar.

3.3 Tarea de pulsación unidireccional con el *mouse*

La tarea consiste en apuntar y dar clic a lo largo de un eje, dentro de cada rectángulo un determinado número de veces. Cada sesión comienza cuando el usuario mueve el cursor dentro de un rectángulo y presiona el botón del *mouse*.

Los dos rectángulos poseen un ancho w con una distancia d de centro a centro (Fig.3.4) y estas dimensiones se encuentran en pixeles. Esta prueba debe ser conducida con un rango de dificultades, variando tanto la distancia del objetivo como su ancho. Ambos parámetros son modificados en proporciones iguales y la relación entre ellos se encuentra establecida en forma logarítmica con base en un parámetro llamado índice de dificultad (I_D). Este parámetro se define como la medida en bits de la precisión del usuario requerida en una tarea. Este parámetro es calculado para tareas de selección, apunte o seguimiento mediante la ecuación 3.1.

$$I_D = \log_2 \left(\frac{d + w}{2} \right) \quad (3.1)$$

Donde

d : es la distancia de movimiento al objetivo

w : es el ancho del objetivo desplegado a lo largo del eje de aproximación para tareas de selección, apunte o seguimiento.

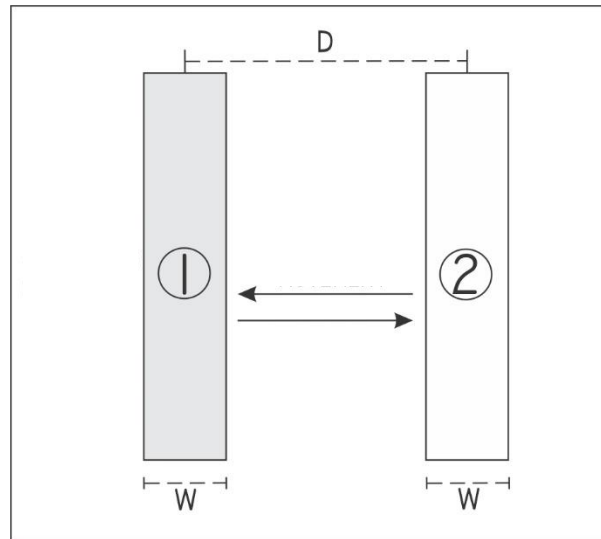


Fig. 3.4: Concepto de la tarea de pulsación unidireccional

Por otra parte, la precisión de una tarea es la medida de la exactitud requerida para una tarea de apuntar, seleccionar o arrastrar y esta cuantificada por el I_D . La precisión de una tarea puede ser clasificada en cuatro niveles basados en el índice de dificultad, de acuerdo con la norma ISO-9241 [22]:

- C1 alto: $I_D > 6$;
- C2 medio: $4 < I_D \leq 6$;
- C3 bajo: $3 < I_D \leq 4$;
- C4 muy bajo: $I_D \leq 3$

3.3.1 Descripción de la tarea a ejecutar

La tarea consiste en dar clic dentro de los rectángulos, uno después de otro rápidamente. El objetivo actual esta resaltado en color verde mientras que el objetivo siguiente se encuentra en color gris. El experimento se diseñó bajo ciertas condiciones descritas en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Valores de ancho y distancia propuestos para obtener los cuatro niveles de dificultad.

I_D	Nivel de dificultad	Ancho (píxeles)	Distancia (píxeles)
6.0	Alto	8	504
5.8	Medio	10	600
3.1	Bajo	80	600
2.0	Muy bajo	162	488

La prueba se dividió en cuatro bloques (Fig. 3.5), donde cada uno comprende las cuatro combinaciones de ancho y distancia generadas y el orden en que aparecen es aleatorio y por lo tanto distinto para cada bloque. En total la prueba dura aproximadamente 20 minutos y entre cada bloque hay un descanso de 20 segundos.

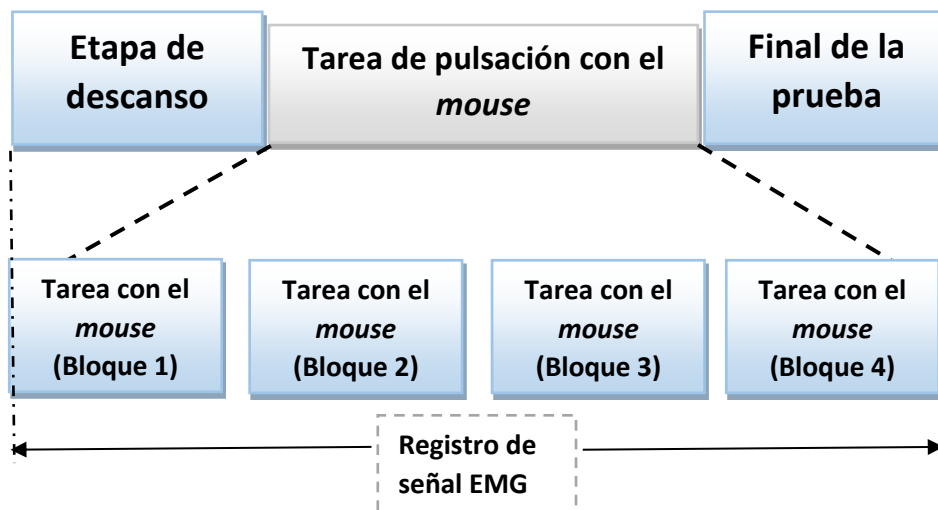


Fig. 3.5. Esquema de la organización de la tarea experimental.

Con los valores de ancho y distancia de la tabla 3.1 se forman las cuatro combinaciones las cuales aparecerán en la pantalla de forma aleatoria (Fig. 3.6).

Cuando la prueba termina, se generan archivos en formato csv en donde cada archivo contiene las señales EMG digitalizadas así como la información del orden en que se fueron generando las combinaciones de ancho y distancia. La organización de los archivos es la siguiente:

- Columna 1: señal EMG digitalizada del antebrazo.
- Columna 2: señal EMG digitalizada de la mano.
- Columna 3: valores del ancho de las barras.
- Columna 4: Valores de la distancia entre las barras.

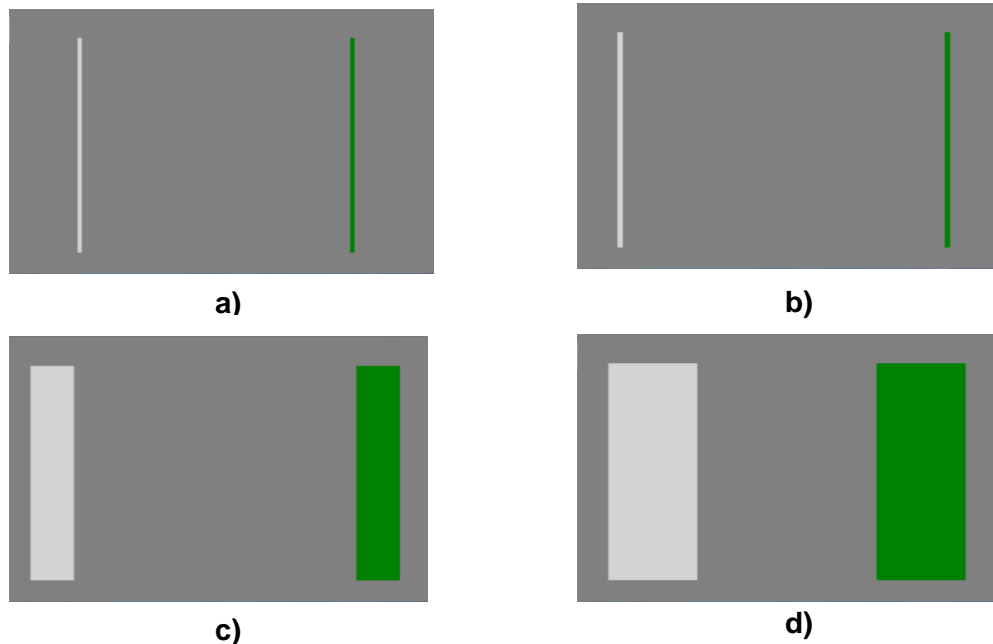


Fig. 3.6 Barras con las distintas combinaciones mostradas en la pantalla durante la prueba.

3.4 Protocolo experimental

Las pruebas se realizaron en el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN. El grupo de estudio se conformó por 10 personas (6 hombres y 4 mujeres), todos estudiantes de posgrado nombrados sub1, sub2, ..., sub10, los cuales participaron voluntariamente. El promedio de edad de los participantes fue de 28.2 ± 2.1 años. Todos los participantes eran usuarios diestros familiarizados con el uso del *mouse* y

ninguno reportó tener algún molestar en la extremidad superior derecha antes de comenzar la prueba.

3.4.1 Consideraciones previas

Previo al inicio de la prueba cada persona debía cumplir con ciertos requerimientos con el objetivo de que los resultados obtenidos durante el experimento sean fiables.

a) En cuanto a la postura adoptada:

- Para la primera sesión, la persona deberá adoptar una postura de reposo antes de comenzar la prueba. Las condiciones son las siguientes:
 - Espalda recta.
 - Hombros relajados.
 - Antebrazos apoyados sobre las piernas (posición de reposo).
- Para la segunda sesión, de la misma forma, antes de iniciar, cada persona debe adoptar una postura de reposo y posteriormente, en este caso se le colocará la almohadilla en la pierna derecha, para colocar ahí el *mouse*.

Dichas condiciones de postura para ambas sesiones se muestran en la figura 3.7.

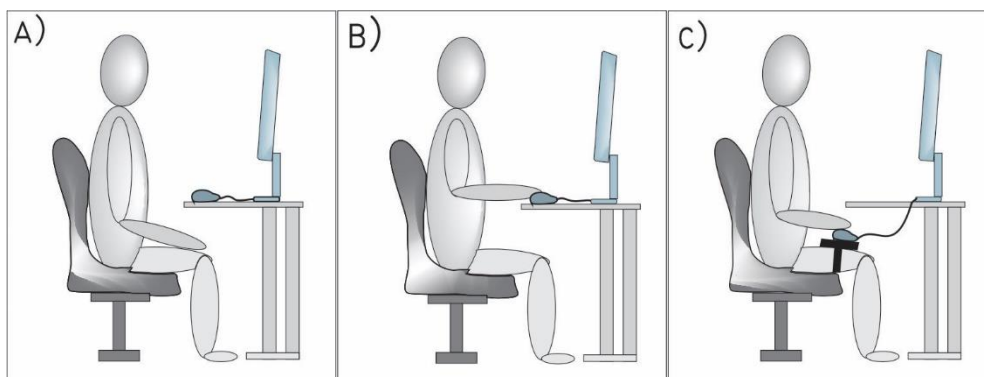


Fig. 3.7: Posturas corporales adoptadas en la estación de trabajo: a) antes de la tarea (posición de reposo), b) durante la tarea en la sesión 1 y c) durante la tarea en la sesión 2 (usando la almohadilla en la pierna).

b) En cuanto a la pantalla de visualización:

Se utilizó un monitor LCD del fabricante *Samsung* modelo *SyncMaster 2333TN* cuyas características son:

- Dimensiones: 23" (\approx 58 cm).
- Resolución: 1920 x 1080 píxeles.
- Relación de aspecto: 16:9.

La distancia entre el rostro de la persona y la pantalla debe ser de al menos 50 cm y con ángulo de inclinación mínimo de 15", de acuerdo con la norma ANSI [23].

Otro de los aspectos que se tomaron en cuenta fueron los colores usados para la interfaz (Fig. 3.6), esto debido a que el ojo humano presenta distintos niveles de sensibilidad a diferentes colores. La figura 3.8 muestra cómo se comporta la sensibilidad del ojo a diversos colores. Se observa que posee una forma de campana y las longitudes de onda se encuentran entre 380 nm y 750 nm, y la eficiencia luminosa es la sensibilidad del ojo humano a los colores. Sin embargo, el ojo humano es más sensible al color verde porque los conos sensibles a este color son más numerosos.

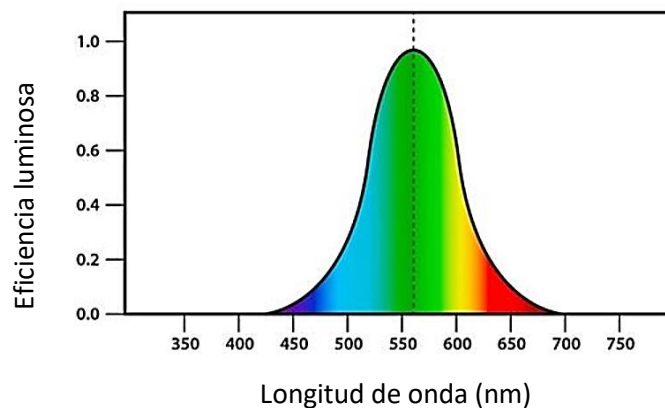


Figura 3.8: Curva de sensibilidad del ojo humano

c) Respecto al equipo de trabajo:

Durante la prueba no debe interferir otro tipo de software en el equipo utilizado para las pruebas, por lo que deberán deshabilitarse las notificaciones antes de comenzar con el experimento.

Al iniciar el experimento:

- a) Se le proporciona a la persona un consentimiento informado dando a conocer los propósitos de la investigación.
- b) Con la aplicación ya abierta, se ingresan los datos del usuario para guardar el registro.
- c) Se le colocarán a la persona electrodos en las zonas establecidas de la extremidad superior derecha y se conectarán los latiguillos.
- d) Una vez que se han realizado estos pasos, la persona debe seguir las condiciones de operación durante la ejecución de la prueba propuesta.

La figura 3.9 muestra una imagen de uno de los sujetos de prueba realizando la tarea con el *mouse* empleando la almohadilla sujeta a la pierna. En la figura 3.9a se observa el sistema completo, es decir, la tarjeta de adquisición de las señales EMG, las zonas en donde se conectaron los electrodos, así como el equipo utilizado para el almacenamiento de los datos en la computadora.

Por otra parte, en la figura 3.9b, se muestra de forma más cercana la zona de la pierna en donde se colocó la almohadilla y el cómo se utiliza por parte de uno de los voluntarios. Como se observa, el usuario adopta una postura neutral al usar el *mouse* de esta manera, sin necesidad de adoptar alguna posición forzada por parte del hombro, antebrazo o mano.



Figura 3.9: Uso del *mouse* por medio de la almohadilla sujeta a la pierna.

3.5 Adquisición de las señales EMG

La adquisición de las señales electromiográficas se realizó mediante la tarjeta diseñada y construida en el laboratorio 5 de la sección de Bioelectrónica del CINVESTAV. La figura 3.10 muestra la imagen de dicha tarjeta de adquisición. Para ello, se utilizaron electrodos semi circulares de *Ag/AgCl*. Antes de su colocación, a cada participante se le limpió y frotó cuidadosamente el área del antebrazo y de la mano con alcohol. Así mismo, se les depiló la zona del antebrazo en los casos pertinentes. La distancia entre electrodos fue de 20mm.

Respecto a la orientación y colocación de los electrodos en el área de la mano, la referencia fue el Atlas de Zonas de Inervación Muscular [24], en donde se sugiere que los electrodos se coloquen en base a un marco de referencia anatómico (ALF). Para este caso el ALF se encuentra entre la base de la falange proximal del pulgar y la base

de los dedos medios. Por tanto, los electrodos se deberían colocar aproximadamente a la mitad del ALF.

Por otra parte, para el músculo del antebrazo, la referencia fue la Guía Anatómica para el electromiógrafo [25]. En este caso, los electrodos se colocaron encima del vientre del músculo.

Los datos técnicos de la tarjeta son los siguientes:

- Número de canales: 2
- Alimentación: $\pm 12V$
- Ancho de banda: 10 Hz – 500 Hz
- Frecuencia de muestreo: 4 kHz
- Resolución de ADC: 12 bits
- Amplificación: diferencial

Datos de los filtros analógicos:

- Pasa bajas activo *Sallen-Key* de segundo orden con frecuencia de corte de 500 Hz ± 3 Hz.
- Filtro pasa altas RC diferencial con frecuencia de corte de 10 Hz.

Filtro digital para el procesamiento:

- Filtro Butterworth pasa banda de tercer orden con un ancho de banda de 10 Hz – 450 Hz.

A pesar de que el sistema es portátil y se alimenta por medio de una batería portátil, este cuenta con el aislamiento adecuado para la protección del paciente o de la persona que este conectada a la tarjeta. Por tanto, con el fin de evitar una situación de riesgo, se utilizó el circuito convertidor de DC – DC JHM2024D12 de grado médico, el cual proporciona una salida de $\pm 12 V$ con una corriente máxima de $\pm 823 mA$. La especificación del dispositivo para el aislamiento es de 4 kV que permite garantizar una corriente de fuga no mayor a 2 μA . Además de una fuente de alimentación aislada,

se utilizó el integrado ISO124P, el cual es un amplificador de aislamiento de precisión. De esta forma la persona queda protegida y se evita el riesgo de sufrir algún incidente.

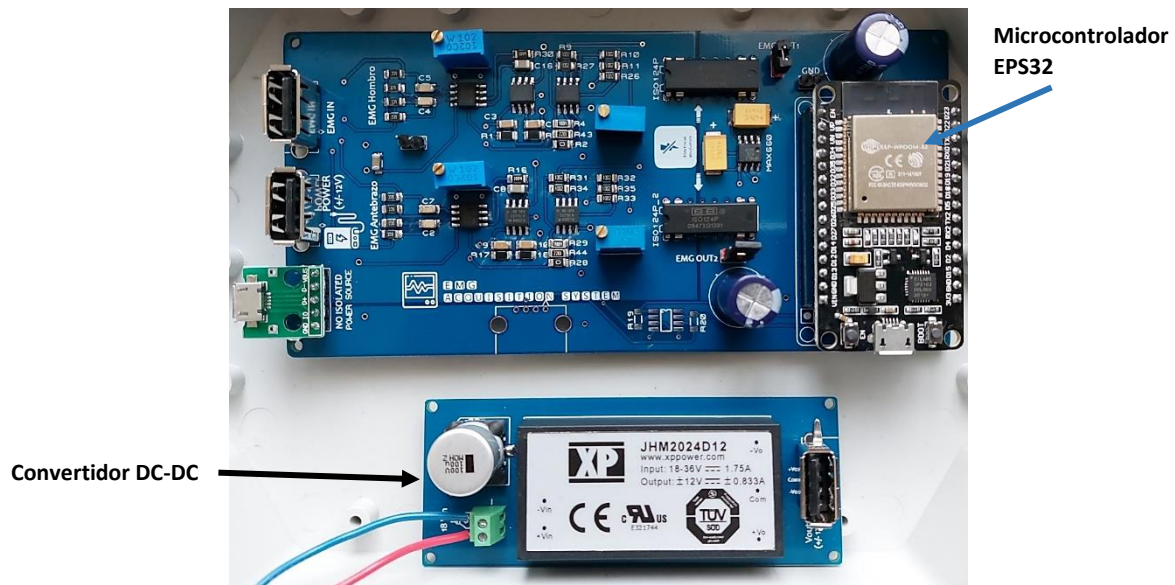


Fig. 3.10: Tarjeta de adquisición de las señales electromiográficas.

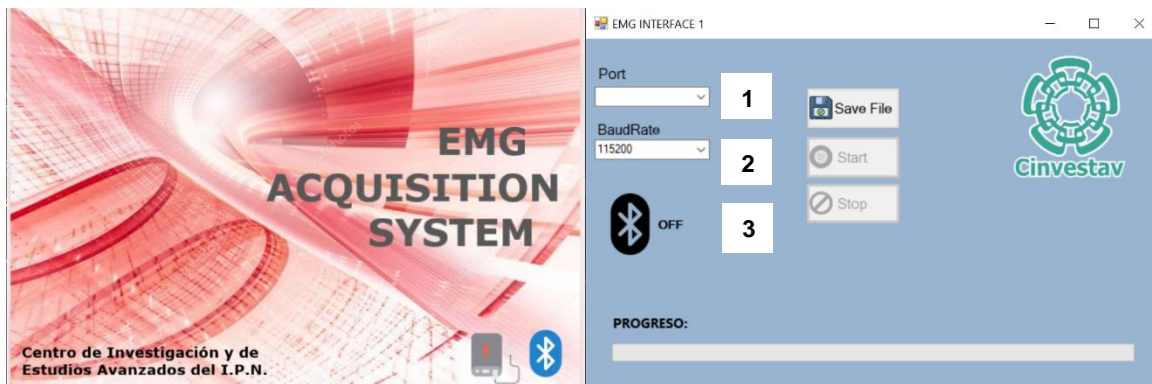


Fig. 3.11: Interfaz de adquisición de datos para almacenar las señales EMG durante la tarea experimental.

Las señales EMG son enviadas a la computadora vía *Bluetooth* por medio del microcontrolador ESP32 y son recibidas en la *PC* mediante una interfaz diseñada en el software *Visual Studio* y programada mediante el lenguaje de *C#*. La figura 3.11 muestra una imagen de dicha interfaz. Aquí el usuario puede seleccionar el puerto COM que corresponda al ESP32 (1), posteriormente se selecciona la velocidad de

transmisión en baudios (2), que para una comunicación Bluetooth máximo son 115200 baudios y finalmente se presiona el botón con el símbolo del Bluetooth (3) para hacer el enlace entre la PC y el microcontrolador. Esto permitirá que se habilite el botón llamado *Save File* para generar el archivo en formato csv con el nombre y la dirección en donde se desea guardar. Una vez que se han realizado estos pasos, se habilitara el botón llamado *Start* para iniciar la transmisión de datos hacia la computadora. Cuando dicha transmisión deba ser interrumpida o finalizada, solo se presiona el botón llamado *Stop*.

La barra inferior en la interfaz muestra el progreso en el almacenamiento de dichos datos. Como se mencionó anteriormente, los datos son guardados en archivos con formato csv debido a la facilidad para acceder a los datos en forma de tablas o matrices. En este caso, para no exceder el número máximo de celdas en un archivo de Excel, el programa llena cada archivo con 100,000 muestras. Una vez que se ha llenado ese archivo, lo cierra y genera uno nuevo y repite el mismo procedimiento. Por tanto la barra de progreso en la interfaz de la figura 3.11 se reinicia cada vez que se ha llenado un archivo con 100,000 muestras.

La figura 3.12 muestra el esquema general de todo el sistema de trabajo para llevar a cabo el experimento de la tarea con el *mouse*. Como se muestra, el sistema electrónico consta de dos etapas en general, la primera de ellas es para la adquisición de las señales EMG y la segunda es la etapa de conversión analógica a digital y envío de estas señales a la computadora. En cuanto a la etapa de gestión de datos, esta se compone de dos interfaces diseñadas en *Visual Studio*. La primera de ellas es para la recepción de las señales EMG así como de los datos generados por la segunda interfaz. Esta segunda interfaz es con la que los sujetos de prueba interactúan. Al final, la interfaz de adquisición de todos los datos los almacena en archivos csv.

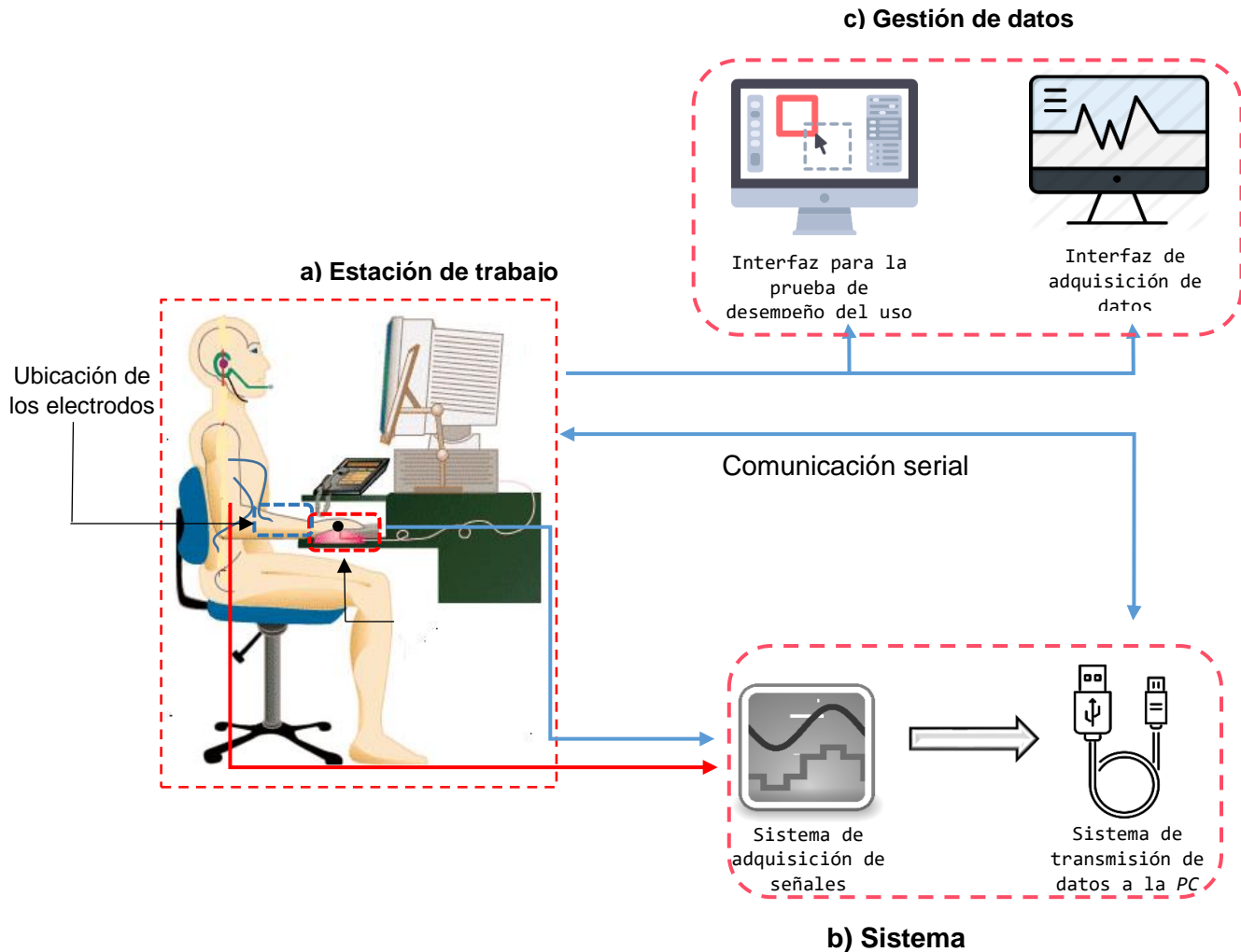


Figura 3.12. Organización del sistema desde el usuario hasta la adquisición de las señales EMG durante la tarea con el *mouse*.

Por otra parte, en lo que respecta a la programación del microcontrolador ESP32, este se programó en la plataforma *Arduino IDE* en donde se hizo uso de la librería "*BluetoothSerial.h*" para lograr que los datos recibidos desde el ADC se enviaran por medio del Bluetooth que viene integrado en el ESP32. Para la adquisición de las señales EMG se utilizaron los pines 36 y 39. La figura 3.13 muestra el diagrama de flujo de la programación de este microcontrolador. Como se observa, los datos provenientes del ADC en formato decimal se transformaron a formato hexadecimal debido a que con este formato se pueden representar números grandes con menos dígitos. Ejemplo: 10 → A, 100 → 64, 1000 → 3E8.

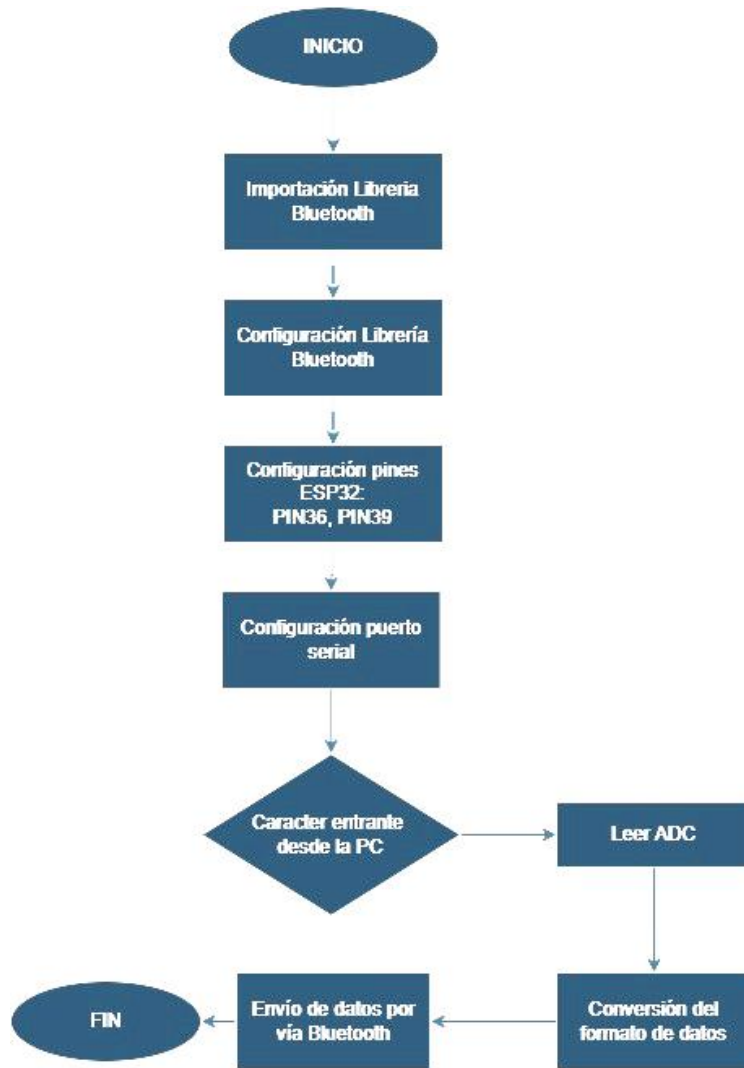


Fig. 3.13. Diagrama de flujo de la programación del ESP32.

3.6 Análisis de las señales EMG

Una vez que las señales fueron adquiridas, la siguiente etapa fue el análisis para detectar si existió fatiga muscular y determinar si la postura propuesta para la extremidad superior derecha había funcionado para reducir dicha fatiga.

El análisis se llevó a cabo en el software *MatLab 2022a* para lo cual se realizó un script personalizado y se utilizó el *toolbox* de procesamiento de señales. El proceso para la

detección de fatiga muscular se hizo mediante la implementación de la transformada wavelet discreta (DWT).

3.6.1 Transformada Wavelet Discreta

La transformada wavelet discreta es una función que descompone una señal en varios conjuntos y cada conjunto es una serie temporal de coeficientes que describen la evolución de la señal en tiempo en su correspondiente banda de frecuencia [26]. La DWT es una técnica multiresolución que ofrece localización tanto en tiempo como en frecuencia. Esta muestra buena resolución en frecuencia a bajas frecuencias y buena resolución en tiempo a altas frecuencias [26]. Además, ofrece las ventajas de bajo costo computacional y la facilidad de implementación. La DWT de una señal puede ser obtenida mediante la ecuación 3.2:

$$C(a, b) = \sum_{n \in \mathbb{Z}} x[n] \psi_{a,b}[n] \quad (3.2)$$

Donde a es la dilación o escala y b es la traslación. La ecuación 3.3 representa la transformada wavelet discreta $\psi_{a,b}[n]$:

$$\psi_{a,b}[n] = \left(\frac{1}{\sqrt{a}} \right) x \psi \left(\frac{n-b}{a} \right) \quad (3.3)$$

Para la transformada wavelet diádica, $a = 2^{-j}$, $b = k \times 2^{-j}$, $\psi_{a,b}[n] = 2^{j/2} \times \psi[2^j n - k]$, con $k \in \mathbb{Z}$, $j \in \mathbb{N}$. La DWT analiza mediante la descomposición de la señal en una aproximación gruesa y en información detallada. La señal original es filtrada por medio de un filtro pasa altas $h(n)$ y un filtro pasa bajas $g(n)$ que produce la salida del primer nivel de descomposición. Las ecuaciones 3.4 y 3.5 respectivamente expresan estos filtros como:

$$y_{high}(k) = \sum_n x(n) * h(2k - n) \quad (3.4)$$

$$y_{low}(k) = \sum_n x(n) * g(2k - n) \quad (3.5)$$

Note que $y_{high}(k)$ y $y_{low}(k)$ son obtenidos después de una decimación por un factor de 2. El procedimiento puede ser repetido N veces para realizar mas descomposiciones desde el conjunto $cA1$. En cada nivel de descomposición, el filtrado y la decimación resultarán en la mitad del número de muestras y la mitad del ancho de banda comprendido. La figura 3.14 muestra de forma gráfica cómo funciona la DWT al introducir una señal a los filtros previamente mencionados. Los coeficientes de aproximación ($A1 - A3$) representan las frecuencias bajas, mientras que los coeficientes de detalle ($D1 - D3$) representan las frecuencias altas.

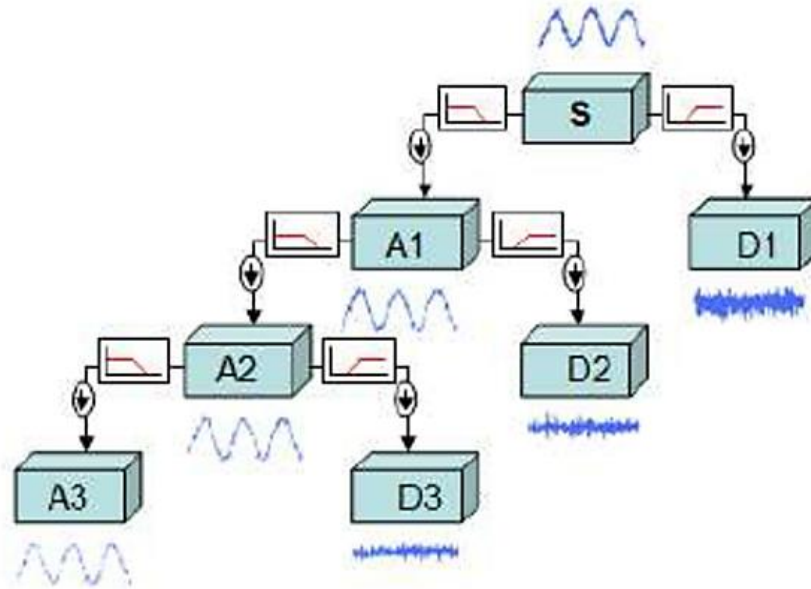


Fig. 3.14: Funcionamiento de la DWT al aplicarla a una señal.

Para este estudio, $N = 7$, de tal forma que ocho vectores serán obtenidos para la función wavelet utilizada.

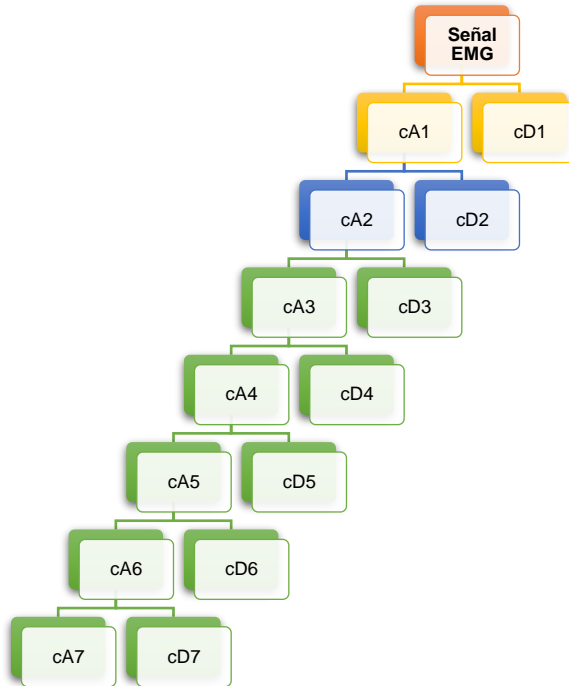


Fig. 3.15: Árbol de descomposición de la señal EMG en siete niveles.

3.6.2 La DWT frente a los métodos de análisis tradicionales

La DWT presenta diversas ventajas frente a otros métodos en el dominio del tiempo y de la frecuencia. Uno de ellos es la resolución, pues puede obtener información de la señal tanto de frecuencia como de tiempo, a comparación de la transformadas de Fourier. Además de ello, permite un análisis multiresolución, es decir que permite analizar a las señales en distintas frecuencias. Por tanto, la DWT puede representar de buena forma los componentes de la señal tanto de frecuencias bajas como frecuencias altas.

Otra de las ventajas es que la DWT es capaz de capturar el comportamiento transitorio de una señal con muy buena precisión.

En cambio, los métodos tradicionales como RMS en el dominio del tiempo o la transformada corta de Fourier (STFT) presentan ciertas desventajas al momento de analizar a las señales EMG. De acuerdo con Shair et al.[27], el análisis en tiempo no es tan preciso debido a que los valores de la amplitud de la señal EMG es en donde existe mayor interferencia al momento de adquirir la señal. Además de ello, hablando

de fatiga muscular, normalmente se asume que cuando el musculo esta fatigado, la amplitud de la señal aumenta, sin embargo, esto no siempre es así, lo cual puede llevar a resultados erróneos si esto se asume todo el tiempo. Por tanto, esto deja al RMS como un método poco útil para analizar fatiga mediante señales EMG.

Por otra parte, la STFT presenta un compromiso entre la frecuencia y la resolución temporal. Es decir, la ventana utilizada es de tamaño fijo, por tanto, si la ventana elegida para analizar a la señal es pequeña, entonces solo se podrán analizar aquellos componentes de la señal de pequeña escala o frecuencias bajas y si la ventana es grande, solo se podrán analizar componentes de escala grande o frecuencias altas.

3.6.3 Determinación de la mejor DWT para detectar fatiga muscular

Para establecer la DWT más optima al momento de detectar la fatiga muscular, se tomaron ciertos estudios como referencia y las familias de wavelet que se usaron en el análisis fueron las siguientes: *Coif5*, *Bior1.5*, *Bior3.1*, *Bior3.7*, *Rbio3.1*, *Rbio3.5*, *Db6*, *Db45*, *Sym5*, *Sym6*, *Sym7* y *Sym9*. Algunas de estas funciones ya se han usado para la detección de fatiga muscular pero relacionadas a actividades distintas al uso continuo del *mouse*. Es por ello el interés en el uso de estas funciones para la detección de fatiga durante el uso de este dispositivo. En particular, la familia Daubechies posee buenas propiedades de localización en tiempo y frecuencia [28]. Específicamente, se ha demostrado que la función Daubechies 6 (Db6) ha sido capaz de detectar la fatiga muscular efectivamente. La figura 3.15 muestra el árbol de descomposición de la señal en 7 niveles, mientras que la figura 3.16a y la figura 3.16b, muestran las funciones wavelet que se emplearon para el análisis de la señal EMG,

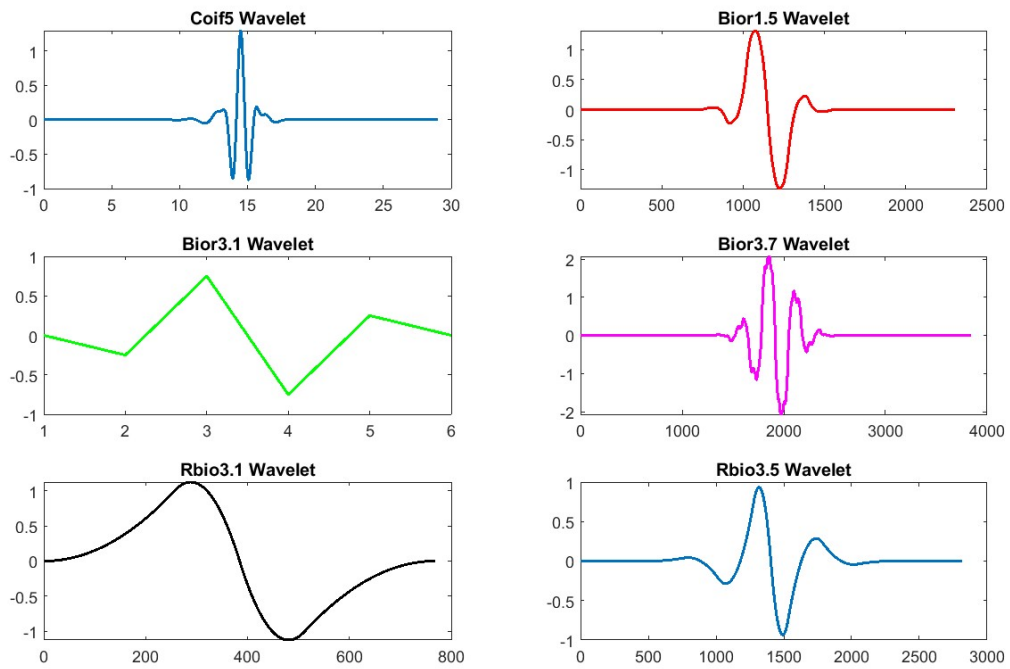


Fig. 3.16a: Primer grupo de funciones wavelet utilizadas en el análisis de la señal EMG.

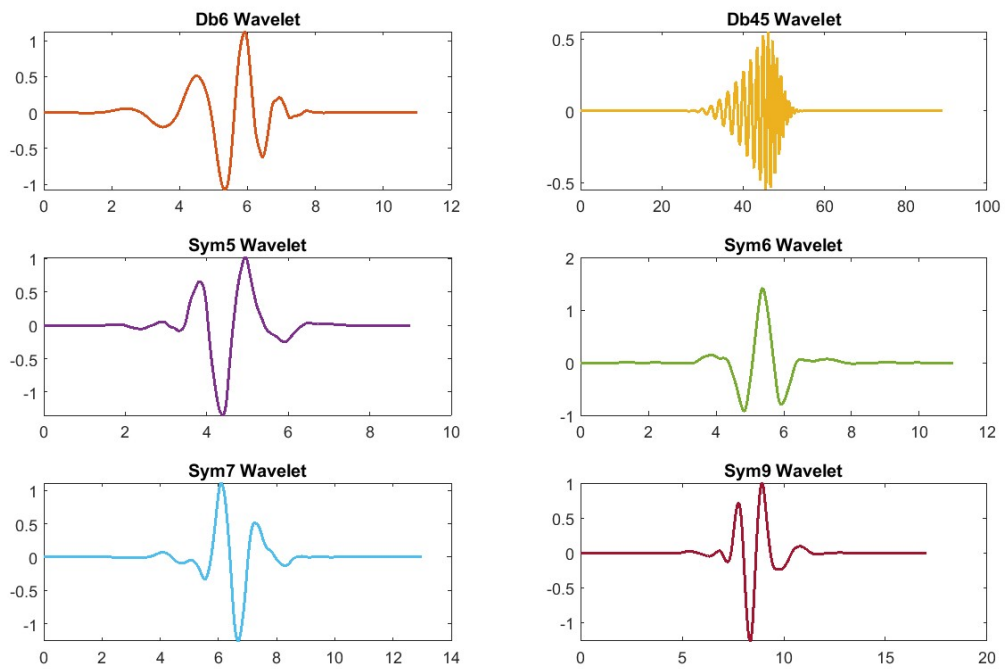


Fig. 3.16b: Segundo grupo de funciones wavelet usadas en el análisis de la señal EMG

De acuerdo con Kumar et al [29], algunas propiedades hacen que ciertas funciones wavelet sean más adecuadas para ciertas aplicaciones o análisis que otras. No obstante, no existe algún criterio bien establecido para determinar que función es más apta para cierta aplicación. Por ejemplo, la función *Daubechies 2* (Db2) mostró un buen desempeño para eliminar ruido de la señal EMG del flexor y el extensor radial del carpo [30]. En otros estudios Chowdhury et al. [31] se ha usado la familia wavelet biortogonal para detectar fatiga muscular. Por tanto, como se observa, no hay un criterio que especifique que función debe emplearse al momento de analizar una señal EMG. Todo depende de la aplicación o del tipo de análisis que se desee realizar.

3.6.4 Procesamiento de la señal EMG

Ahora que se ha explicado en que consiste la DWT, se procede a mostrar el procesamiento general de las señales EMG hasta llegar a la detección de la fatiga muscular. El diagrama de la figura 3.17 muestra los pasos que se siguieron para dicho procesamiento.

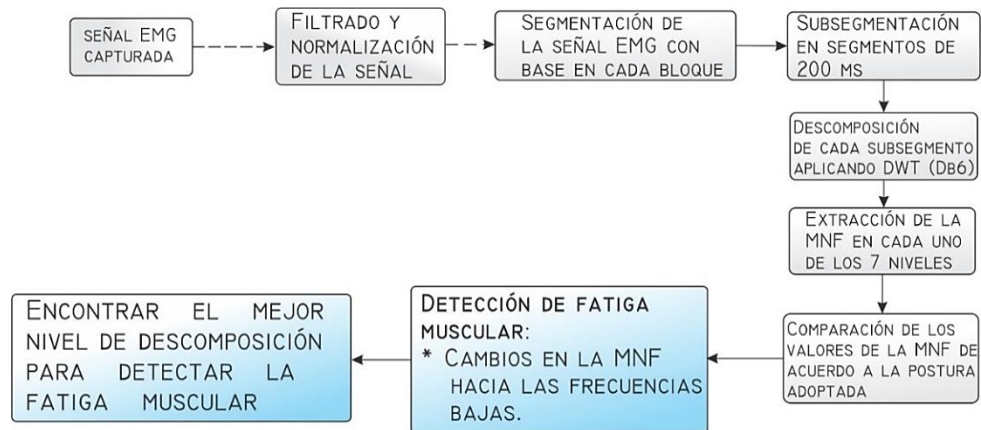


Fig. 3.17: Proceso para la detección de fatiga muscular durante el uso del *mouse*.

Como se muestra en la figura 3.17, una vez que las señales EMG tanto de la mano como del antebrazo fueron adquiridas, el siguiente paso fue el filtrado y la normalización de la señal. Para el filtrado se utilizó un filtro Butterworth de cuarto orden con un ancho de banda de 5 Hz a 450 Hz. Este filtro elimina los artefactos de

movimiento así como otras frecuencias no deseadas que pudieran interferir en el análisis de la señal. La figura 3.18 muestra a un segmento de la señal EMG antes y después de la etapa de filtrado para observar las diferencias y el cómo se eliminan ciertas frecuencias que no pertenecen a la señal EMG y que pueden entorpecer el análisis, causando que los resultados sean alterados.

Posteriormente, se realizó la segmentación de la señal en cada uno de los cuatro bloques en los que se dividió la prueba. Esto con el fin de observar la evolución o el comportamiento de la señal a lo largo de la prueba. Como se muestra en la figura 3.19, el primer bloque de la prueba está representado por el segmento $a - b$, mientras que el segmento $b - c$ representa el primer descanso de 20 segundos y finalmente el segmento $c - d$ indica el segundo bloque de la prueba. Por tanto, para el análisis de la señal, en primer lugar, se tomaron los segmentos correspondientes a cada bloque. En el caso de la figura 3.10 en donde se muestran los primeros dos bloques, la señal se tomó de “ a ” a “ b ” y de “ c ” a “ d ”.

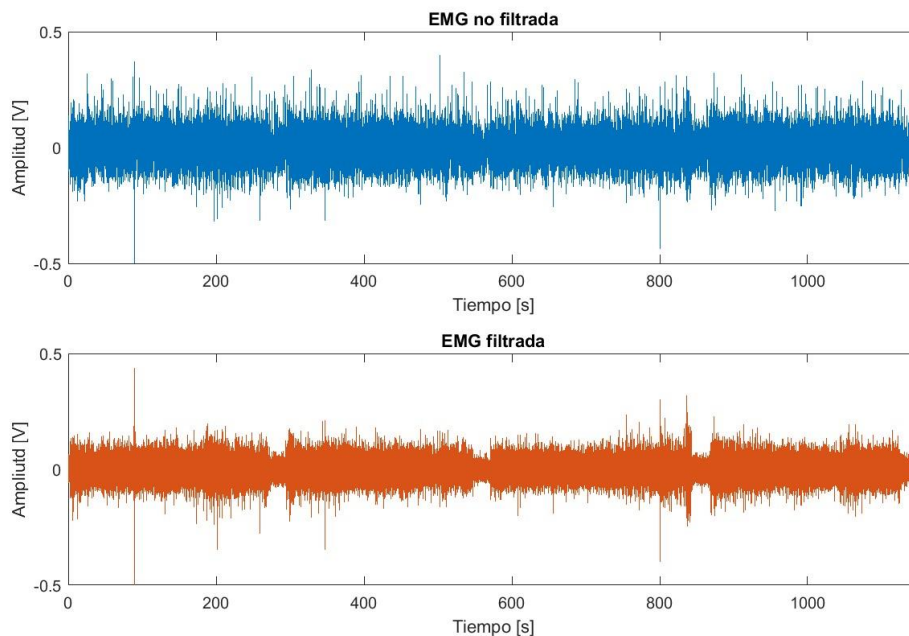


Fig. 3.18: Filtrado de las señales EMG.

Una vez que se obtuvieron los cuatro segmentos de la señal, se procedió a hacer una subsegmentación para cada uno de estos. Estos subsegmentos fueron de 200 ms, equivalentes a 890 muestras, porque de acuerdo con Ranniger et al. [32], este es el rango para considerar a una señal EMG como estacionaria.

Después de obtener los segmentos de 200 ms, a cada uno de ellos se le aplicó la DWT. Posteriormente, se procedió a analizar en cuál de los siete niveles de descomposición la frecuencia promedio (MNF) mostraba cambios significativos hacia las frecuencias bajas. La MNF es la frecuencia promedio calculada como la suma del producto del espectro de potencia dividido entre el total del espectro de potencia. La MNF está dada por la ecuación 3.6:

$$MNF = \frac{\sum_{i=1}^M f_i P_i}{\sum_{i=1}^M P_i} \quad (3.6)$$

Donde:

f_i es el valor de la frecuencia del espectro de potencia de la señal EMG en la i -ésima frecuencia.

M es la longitud de la frecuencia bin. Normalmente definida como potencia de 2 desde la longitud de los datos de la señal EMG en tiempo.

La figura 3.20 muestra uno de los segmentos de 200 ms y sus siete niveles de descomposición. “ S ” representa el segmento de 200 ms de la señal EMG, mientras que a_7 es el coeficiente de aproximación en el séptimo nivel de descomposición. Finalmente, $d_1 - d_7$ son los coeficientes de detalle en cada uno de los siete niveles.

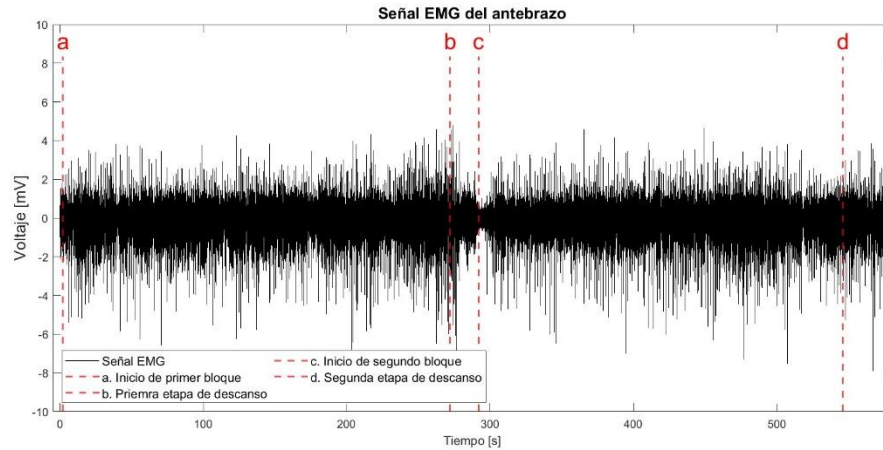


Fig. 3.19: Segmentación de la señal EMG

Como se observa en la fig. 3.20, al hacer la descomposición con la DWT, se obtienen ocho señales. Siete de ellas corresponden a los coeficientes de detalle en cada nivel de descomposición, mientras que la octava señal pertenece a los coeficientes de aproximación en el séptimo nivel.

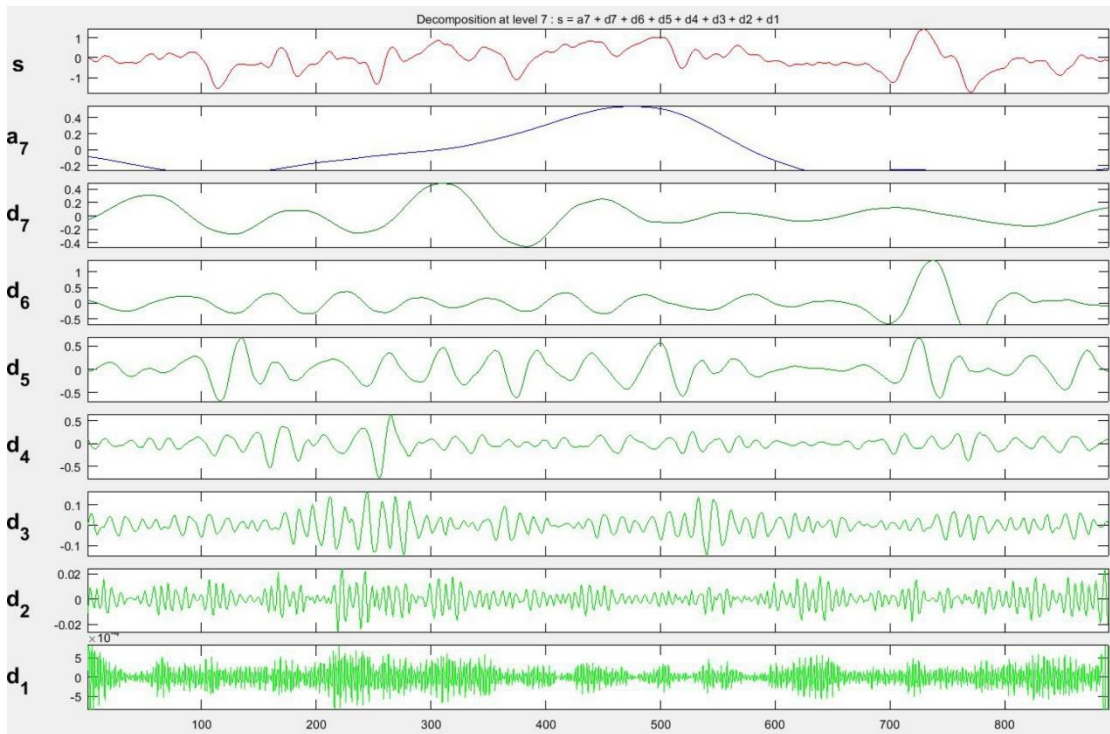


Fig. 3.20: Descomposición de los subsegmentos EMG mediante la DWT.

En los primeros niveles de descomposición, se obtienen las frecuencias más altas y conforme aumenta el nivel de descomposición de la señal, se van obteniendo sus frecuencias más bajas. Gracias a esta separación de componentes de frecuencia, es más viable analizar a la señal EMG con cada componente por separado. Para nuestros objetivos, de cada conjunto de coeficientes de detalle se calculó la MNF para observar su comportamiento y determinar si esta mostraba un cambio en sus valores hacia las frecuencias bajas con el fin de determinar si existió fatiga muscular.

Este proceso se realizó para ambas sesiones de prueba, por lo que al final se obtuvo el comportamiento de la frecuencia promedio al usar el *mouse* adoptando tanto la postura convencional como la postura al usar la almohadilla sobre la pierna.

Esto permite determinar que postura es la más adecuada para disminuir la fatiga muscular al usar el *mouse* de tal forma que se pueda prevenir la aparición de algún trastorno musculoesquelético.

3.7 Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo en el software SPSS 21.0. se utilizó la prueba de *kolmogorov – Smirnov* para verificar la normalidad de los datos de la MNF. Después de esa prueba se determina si se debe utilizar un método paramétrico o no paramétrico para la prueba de significancia. Se estableció que un valor de $p < 0.005$ se considera estadísticamente significativo.

La prueba de *Kolmogorov – Smirnov* es una prueba de bondad de ajuste para probar que una muestra “proviene” de una distribución normal o continua. Esta prueba se basa en la comparación entre la función de distribución acumulada de una distribución teórica $F(x)$ con la función distribución acumulada de la muestra $F_m(x)$ [33].

Cuando las funciones de distribución acumulada teórica y muestral no son significativamente diferentes, entonces decimos que la muestra proviene de la distribución cuya función distribución acumulada es $F(x)$. No obstante cuando las

diferencias entre estas funciones son muy grandes para considerar que no se deben al azar, entonces se rechaza la hipótesis nula H_0 [33].

Para llevar a cabo la prueba de *kolmogorov – Smirnov* se deben seguir los siguientes pasos:

a) Plantear la hipótesis $H_0: F_t(X) = F_m(X)$ para todo $X \in \mathbb{R}$

$H_a: F_m(X) = F_t(X)$ por lo menos para un X .

b) Calcular todos los valores $F_m(X)$ de la muestra X_1, X_2, \dots, X_n

c) Determinar la desviación máxima.

d) Elegir un valor para α que sea 5%, 1% o menos.

e) No rechazar la hipótesis nula si el valor calculado D es menor o igual que el valor de la tabla.

Para este estudio se consideró $\alpha = 5\%$ o un nivel de confiabilidad del 95% para el análisis de los datos obtenidos.

4. Resultados

En este capítulo se muestran los resultados obtenidos de las pruebas realizadas bajo las condiciones en el capítulo anterior. En primer lugar, se presentan los resultados del comportamiento de la frecuencia promedio en cada una de las sesiones. Posteriormente se presentan los resultados del análisis estadístico. Todos los resultados se muestran comparando ambas sesiones para enfatizar las diferencias entre una postura y otra al momento de utilizar el *mouse*.

4.1 Frecuencia promedio (MNF)

La figura 4.1 muestra el comportamiento de la MNF a lo largo de la prueba para ambas sesiones. La primera sesión corresponde al uso del *mouse* adoptando la postura convencional, mientras que los resultados de la segunda sesión representan el comportamiento de la MNF al usar el *mouse* sobre la pierna con la almohadilla ajustable.

En la figura 4.1a, se muestra el comportamiento de la MNF del musculo de la mano durante la sesión 1. Como se observa, la frecuencia promedio tuvo una disminución gradual desde el inicio hasta el final de la prueba. Comenzó en un valor de aproximadamente 218 Hz con un máximo de 220 Hz hasta llegar a un mínimo de 210 Hz. Es decir, se detecto una caída de 10 Hz a lo largo de la prueba en este musculo.

Por otra parte, los valores de la MNF en el musculo del antebrazo mostraron un comportamiento similar pues también decayeron de forma gradual como se muestra en la grafica de la figura 4.1b. la frecuencia al inicio de la prueba era de 218 Hz y conforme transcurrió la prueba su valor decayó a 211 Hz.

En contraste, los resultados de la segunda sesión muestran que los valores de frecuencia se mantuvieron más estables dentro de un rango y no decayeron de forma gradual como en la primera sesión. Para el caso del musculo de la mano, la MNF se mantuvo dentro de un rango de 204 HZ a 207 Hz durante la mayor parte de la prueba,

mientras que, para el caso del antebrazo, los valores estuvieron en un rango de entre 214 Hz a 217 Hz.

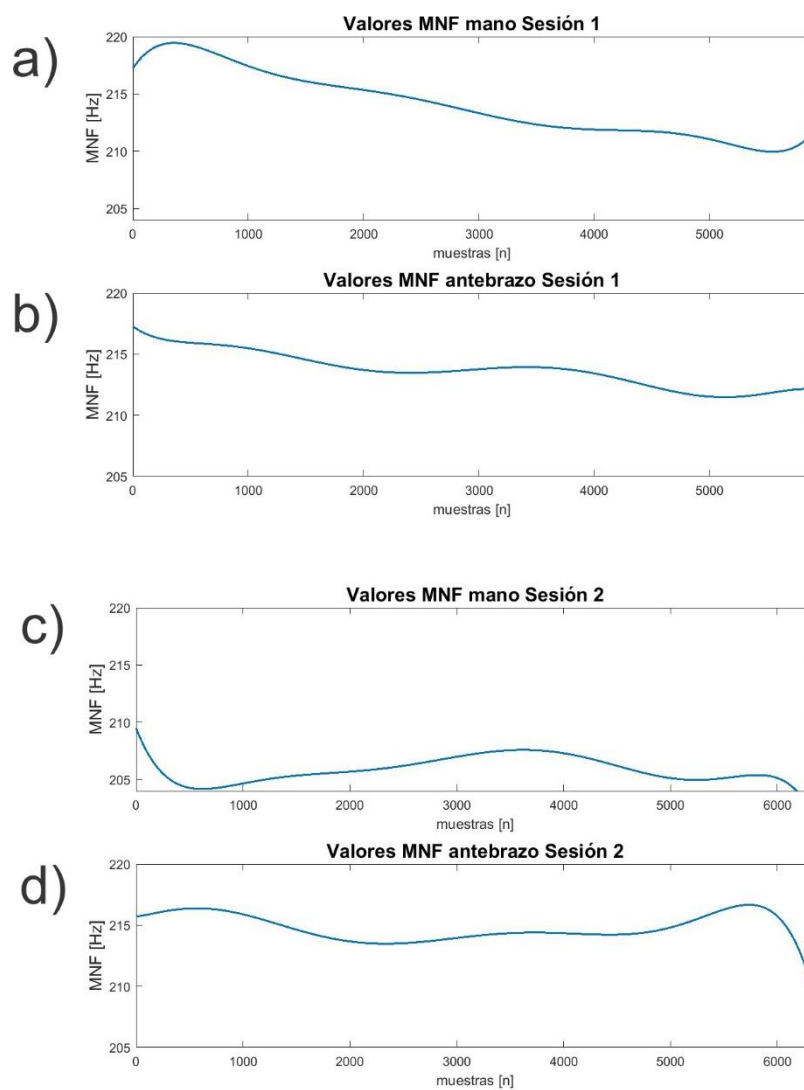


Fig. 4.1: Comportamiento de la MNF a lo largo de las sesiones durante el uso del *mouse*.

4.2 Resultados del análisis estadístico

En primer lugar, la prueba de *Kolmogorov* indicó que los datos no tenían una distribución normal, por lo tanto, para el análisis estadístico se utilizó el test de Mann

– Whitney para realizar la comparativa de los valores de la MNF entre las dos sesiones de prueba.

La prueba de Mann – Whitney contrasta si dos poblaciones muestreadas si equivalentes en su posición. Las observaciones de ambos grupos son combinadas y clasificadas para asignarles un rango de promedio en caso de producirse algún empate. El número de empates debe ser pequeño en relación con el número total de observaciones.

Las gráficas de la figura 4.2 muestran los diagramas de caja y bigotes de la frecuencia promedio de todos los participantes. Estos diagramas muestran la distribución de los valores de la MNF así como la mediana y algunos valores atípicos. La figura 4.2a corresponde a los valores de frecuencia del músculo del antebrazo durante la primera sesión. Se observa que hubo una diferencia significativa en los valores finales respecto a los valores iniciales. Es decir, al comienzo de la tarea con el *mouse* los valores de la MNF tenían una mediana de 217 Hz aproximadamente. Sin embargo, al finalizar la tarea estos valores decayeron teniendo una mediana de 212 Hz. En cambio, durante la sesión 2 (Fig. 4.2b) al usar el *mouse* sobre la almohadilla en la pierna se observa que tanto al inicio como al final, los valores de frecuencia se mantuvieron en valores similares con medianas de aproximadamente 216 Hz.

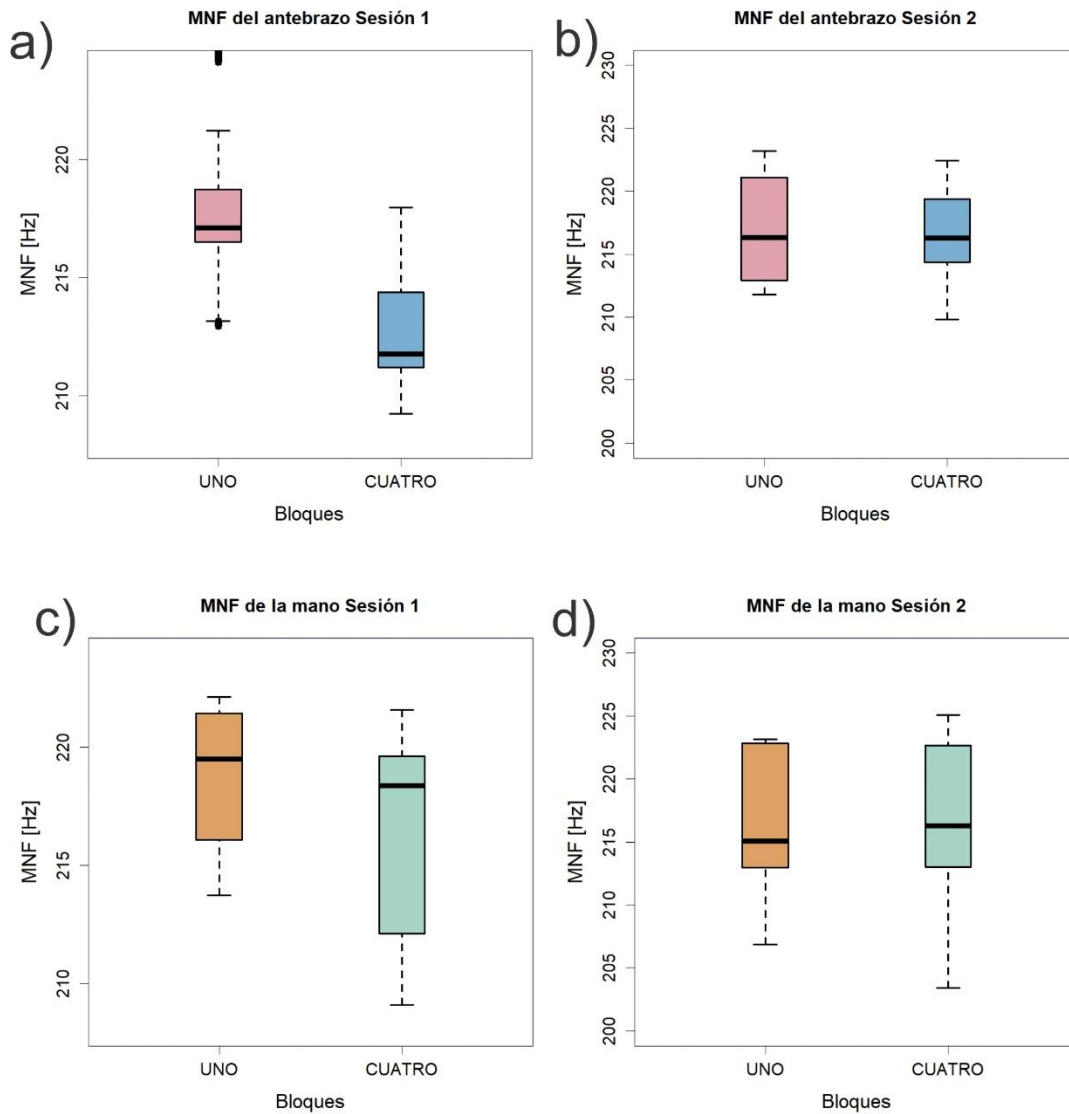


Fig. 4.2: Diagramas de caja y bigotes de la MNF de todos los participantes.

Por otra parte, respecto al músculo de la mano se observa que, durante la primera sesión (Fig. 4.2c) hubo una disminución en los valores de frecuencia promedio pues al inicio de la prueba el valor de la mediana era de 219 Hz mientras que al final de la prueba este valor disminuyó a 218 Hz. No obstante, el análisis estadístico indicó que la diferencia no fue significativa. En cuanto a la segunda sesión, se observa que la distribución de los valores de frecuencia fue similar, desde los 213 Hz hasta los 223 Hz, sin embargo, las medianas son distintas, pues al inicio de la prueba esta tuvo un

valor aproximado de 215 Hz mientras que al final de la prueba su valor fue de 217 Hz. Al igual que en el caso anterior, esta diferencia no fue estadísticamente significativa.

5. Discusión

A pesar de las distintas soluciones propuestas para mejorar las condiciones ergonómicas durante el uso del *mouse*, los desórdenes musculoesqueléticos en la extremidad superior aún están presentes debido al uso prolongado de este dispositivo. Aunque otros estudios han sugerido distintos tipos de *mouse* o soportes para el brazo y la mano, las personas aún reportan problemas de incomodidad y lesiones por esfuerzo repetitivo. De acuerdo con la Oficina de Estadísticas Laborales [34], hasta mayo de 2020, hubo reportes de más de 11,000 casos de desórdenes musculoesqueléticos en el sector de la información y actividades relacionadas al ambiente de oficina, las cuales son tareas relacionadas al uso del *mouse*. Es por eso que en este trabajo se propuso un enfoque distinto para usar este dispositivo y determinar si es posible reducir de forma significativa la fatiga muscular en la extremidad superior y como consecuencia, reducir el riesgo de sufrir algún trastorno musculoesquelético. La relevancia en la detección y reducción de la fatiga muscular es resaltada debido a que esta es considerada como precursora de trastornos musculoesqueléticos y de lesiones por esfuerzo repetitivo.

Los resultados de este estudio indicaron que al usar el *mouse* sobre la almohadilla colocada en la pierna se redujo la fatiga muscular significativamente principalmente en el antebrazo. Esto en comparación con el uso del *mouse* apoyando el antebrazo y la mano sobre el escritorio. Los cambios significativos hacia las bajas frecuencias de la frecuencia promedio (MNF) al usar el *mouse* en la postura convencional fueron asociados con niveles más altos de fatiga muscular. Además, los participantes reportaron mayor incomodidad al usar este dispositivo en la postura convencional. Por otra parte, la tarea de pulsación unidireccional fue implementada para demostrar que ciertas tareas que se realizan con el *mouse* pueden llegar a producir fatiga muscular en la extremidad superior sobre todo si esa tarea es repetitiva y continua.

Otra de las observaciones es que a pesar de que la tarea realizada con el *mouse* tuvo distintos niveles de dificultad, el usar el *mouse* sobre la almohadilla colocada en la pierna evitó que los participantes sufrieran mayor fatiga incluso si la dificultad de la

tarea era alta, lo cual se puede considerar como una ventaja usar este periférico de esta forma ya que, si se está realizando una tarea repetitiva o por un tiempo prolongado, esta postura permitiría mayor comodidad al usar este dispositivo y por tanto la reducción de la fatiga muscular. Esto lleva a la idea de que, al usar el *mouse* de esta manera, se estaría reduciendo el riesgo de padecer algún trastorno musculoesquelético a mediano o largo plazo, lo que podría deberse a dos factores: el primero de ellos es que la postura que se adopta cuando se usa el *mouse* sobre la almohadilla es más neutral, es decir, el hombro no necesita hacer un movimiento de abducción para alcanzar la posición en donde está el *mouse*, aunado a ello, el ángulo de flexión del codo se reduce así como el ángulo de supinación del antebrazo que también disminuye. Es decir, que toda la extremidad superior se encuentra dentro de los ángulos de confort de manera que los músculos no se fatiguen.

El segundo factor está respaldado por los resultados en los que se muestra que la MNF se mantuvo la mayor parte del tiempo estable, es decir no aumentó ni disminuyó su valor durante la mayor parte de la prueba, sugiriendo que el esfuerzo fue constante y que no aumentó la fatiga al usar el *mouse* sobre la almohadilla a pesar de los cambios de dificultad de la prueba.

Otro de los factores que se cree influyeron en la fatiga muscular y se piensa que es un factor de riesgo, es el ángulo del codo al usar el *mouse* con el antebrazo apoyado sobre el escritorio. Triwiyanto et al. [35], investigó el efecto de este ángulo en la fatiga muscular y encontraron que el ángulo de 90 grados es uno de los ángulos que más causa fatiga muscular. A pesar de que el experimento de ese estudio fue distinto, se apoya la idea de que poner el codo en ese ángulo por periodos prolongados puede llegar a ser peligroso pues ha sido documentado que apoyar el codo en una superficie por largos periodos de tiempo o realizar tareas repetitivas con el codo flexionado puede causar la compresión del nervio cubital, lo que produce rigidez en los dedos y debilidad al agarrar objetos.

Por tanto, el usar el *mouse* en la posición convencional (antebrazo y mano apoyados sobre una superficie con el codo flexionado a aproximadamente 90 grados) puede considerarse como una situación de riesgo para padecer a mediano o largo plazo

alguna lesión por esfuerzo repetitivo. Como se mencionó en el estudio hecho por Oveisi et al. [16], las personas no presentan síntomas de inmediato, sino que por el contrario puede tomar algunos meses el presentar síntomas o molestias como dolor, entumecimiento o debilidad de la extremidad y por esta razón, en muchas ocasiones no se toman en cuenta estas molestias hasta que son más severas o crónicas.

Los resultados sugieren que también existe un compromiso entre la posición adoptada por la mano y el antebrazo y la precisión para llevar a cabo la tarea. Algunos de los participantes disminuyeron el número de errores en la prueba al usar el *mouse* sobre la almohadilla e incluso algunos de ellos disminuyeron el tiempo para completar la tarea. Todos estos factores sugieren que esta posición para usar el *mouse* es más óptima en comparación con la posición convencional.

Por tanto, la idea de usar una almohadilla apoyada sobre la pierna al usar el *mouse* está pensada para evitar en lo posible todos los factores de riesgo antes mencionados tomando en cuenta no solo la mano y la muñeca, sino también el antebrazo, brazo, codo y hombro. De esta manera, es más probable disminuir la fatiga y evitar de mejor forma la aparición de síntomas o malestares relacionados con trastornos musculoesqueléticos.

Como limitantes de este trabajo, debe aclarar que los resultados mostrados son únicamente para identificar los beneficios del algoritmo, mas no es concluyente sobre un estudio clínico. Para ello, se necesita una muestra de personas mayor a la utilizada en este trabajo. Por lo que se necesitaría un grupo de control y uno con personas que sufran de algún trastorno musculoesquelético causado por el uso del *mouse* para realizar una comparativa y verificar que la detección de fatiga muscular es efectiva.

6. Conclusión y perspectivas

Este estudio presentó una alternativa para mejorar las condiciones ergonómicas para las personas que utilizan el *mouse* de forma prolongada. Para ello se utilizó el análisis de las señales EMG de los músculos de la mano y del antebrazo.

La almohadilla colocada sobre la pierna redujo la fatiga muscular significativamente, reforzando la hipótesis acerca de que usar el *mouse* en una postura no forzada produce menos esfuerzo y menor fatiga muscular incluso si la tarea es complicada. De esta forma es posible evitar la aparición de síntomas como dolor y fatiga considerados precursores de trastornos musculoesqueléticos.

Se espera que los resultados de este estudio ayuden a la mejora ergonómica en el uso del *mouse* ya que, debido a las necesidades del software moderno, cada vez es más difícil prescindir de este dispositivo.

Como trabajo futuro, respecto al análisis de la señal se espera que éste se pueda emplear en otras aplicaciones en donde se pueda aplicar la detección de fatiga muscular como medicina del deporte, ya que debido a que no representa un gran costo computacional, éste se puede llevar a cabo en cualquier computadora estándar. En cuanto a la ergonomía del *mouse*, este estudio se podría aplicar para establecer que tipos de *mouse* son los más ergonómicos y con los que las personas se fatiguen menos por medio de los parámetros numéricos presentados en este trabajo como la frecuencia promedio (MNF).

Anexos

Publicación en revista.

Muscle fatigue detection in upper limbs during the use of the computer *mouse* using discrete wavelet transform: a pilot study.

Mota-Carmona Juan R., Pérez-Escamirosa Fernando, Minor-Martínez Arturo, Rodríguez-Reyna Reynaldo M. *Biomedical Signal Processing and Control.*

<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2022.103711>

Bibliografía

- [1] W. Umishio, N. Kagi, R. Asaoka, M. Hayashi, T. Sawachi, and T. Ueno, "Work productivity in the office and at home during the COVID-19 pandemic: A cross-sectional analysis of office workers in Japan," *Indoor Air*, vol. 32, no. 1, pp. 1–12, 2022, doi: 10.1111/ina.12913.
- [2] H.-M. Chen and C.-T. Leung, "The effect on forearm and shoulder muscle activity in using different slanted computer mice," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 5, pp. 518–523, 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.01.006>.
- [3] B. Larsson, K. Sjøgaard, and L. Rosendal, "Work related neck–shoulder pain: a review on magnitude, risk factors, biochemical characteristics, clinical picture and preventive interventions," *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, vol. 21, no. 3, pp. 447–463, 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.berh.2007.02.015>.
- [4] M. O' Reilly, *The ergonomics guide to computer Workstation*, Fairfax, AIHA Press, 2007, ch1, pp. 1.
- [5] A. D. Kroemer, *Office ergonomics*, 2nd ed., CRC Press, 2016.
- [6] Llanaez Álvarez, F. Javier. Ergonomía y psicología aplicada. España, Lex Nova, 2006.
- [7] S. Emerson, K. Emerson, and J. Fedorczyk, "Computer workstation ergonomics: Current evidence for evaluation, corrections, and recommendations for remote evaluation.," *J. hand Ther. Off. J. Am. Soc. Hand Ther.*, vol. 34, no. 2, pp. 166–178, 2021, doi: 10.1016/j.jht.2021.04.002.
- [8] M. Tiric-Campara *et al.*, "Occupational overuse syndrome (technological diseases): Carpal tunnel syndrome, a mouse shoulder, cervical pain syndrome," *Acta Inform. Medica*, vol. 22, no. 5, pp. 333–340, 2014, doi: 10.5455/aim.2014.22.333-340.
- [9] J. T. Dennerlein and M. H. J. DiMarino, "Forearm electromyographic changes with the use of a haptic force-feedback computer mouse," *Hum. Factors*, vol. 48, no. 1, pp. 130–141, 2006, doi: 10.1518/001872006776412252.

- [10] Ul Haq, Inam, et al. "A Review on Ergonomic Computer *Mouse* Enabling Neutral Hand Position for Older People." *INTERNATIONAL Journal of Computer Science and Network Security* 17.12 (2017): 41-48.
- [11] A. Faraji and M. Farahmand, "An Ergonomic Computer *Mouse* for Professional Designers," *Appl. Mech. Mater.*, vol. 440, pp. 194–198, Oct. 2013, doi: 10.4028/www.scientific.net/AMM.440.194.
- [12] L. C. Onyebeke, J. G. Young, M. B. Trudeau, and J. T. Dennerlein, "Effects of forearm and palm supports on the upper extremity during computer *mouse* use," *Appl. Ergon.*, vol. 45, no. 3, pp. 564–570, 2014, doi: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2013.07.016>.
- [13] S. Sako, H. Sugiura, H. Tanoue, M. Kojima, M. Kono, and R. Inaba, "Electromyographic analysis of relevant muscle groups during completion of computer tasks using different computer *mouse* positions," *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, vol. 23, no. 2, pp. 267–273, 2017, doi: 10.1080/10803548.2016.1275140.
- [14] M. Fagarasanu, S. Kumar, and Y. Narayan, "Measurement of angular wrist neutral zone and forearm muscle activity," *Clin. Biomech.*, vol. 19, no. 7, pp. 671–677, 2004, doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.05.004>.
- [15] M. L. Lourenço, R. A. Pitarma, and D. A. Coelho, "A Design Contribution to Ergonomic PC Mice Development.," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 19, no. 13, Jul. 2022, doi: 10.3390/ijerph19138126.
- [16] G. Li *et al.*, "Professional and High-Level Gamers: Differences in Performance, Muscle Activity, and Hand Kinematics for Different Mice," *Int. J. Human–Computer Interact.*, vol. 38, no. 8, pp. 691–706, May 2022, doi: 10.1080/10447318.2021.1960742.
- [17] E. Oveisi, P. Khanlari, and M. Ebrahimzadeh-Afrouzi, "Carpal tunnel syndrome severity, hand discomfort, and usability among three types of computer *mouse*," *Work*, vol. 77, no. 3, pp. 873–882, Mar. 2024, doi: 10.3233/WOR-220492.

- [18] D. A. Coelho and M. L. Lourenço, "Dynamics of forearm muscle activity in slanted computer mice use," *Work*, vol. 68, no. 1, pp. 123–135, Jan. 2021, doi: 10.3233/WOR-203242.
- [19] S. Katiyar and I. Sharma, "EMG Signal Decomposition Methods for Physical Actions: A Comparative Analysis," in *2023 1st International Conference on Circuits, Power and Intelligent Systems (CCPIS)*, 2023, pp. 1–5. doi: 10.1109/CCPIS59145.2023.10291345.
- [20] E. Conroy, A. J. Toth, and M. J. Campbell, "The effect of computer *mouse* mass on target acquisition performance among action video gamers," *Appl. Ergon.*, vol. 99, p. 103637, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2021.103637>.
- [21] A. Rainoldi, M. Gazzoni, and R. Casale, "Surface EMG signal alterations in Carpal Tunnel syndrome: a pilot study," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 103, no. 2, pp. 233–242, 2008, doi: 10.1007/s00421-008-0694-x.
- [22] ISO, ISO/TS 9241-411:2012 Ergonomics of human-system interaction – Part 411: Evaluation methods for the design of physical input devices, 2012.
- [23] Human Factors and Ergonomics Society, *Human Factors Engineering of Computer Workstations*. 2007
- [24] M. Barbero, "Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications." Springer, Milan, Jan. 01, 2012. [Online]. Available: <https://research.ebsco.com/linkprocessor/plink?id=6cdcfe94-9e37-3686-b082-3e0bc7dcb077>
- [25] "Anatomical guide for the electromyographer; the limbs and trunk, 5th ed," *Ref. & Res. B. News*, vol. 26, no. 5, Oct. 2011, [Online]. Available: <https://research.ebsco.com/linkprocessor/plink?id=858ab74c-3f39-37d1-8103-122980c25a30>
- [26] A.B.M. Sayeed Ud Doulah, S.A. Fattah, W.P. Zhu, M.O. Ahmad, DCT domain feature extraction scheme based on motor unit action potential of EMG signal for neuromuscular disease classification.
- [27] E. F. Shair, S. A. Ahmad, M. H. Marhaban, S. B. Mohd Tamrin, and A. R. Abdullah, "EMG Processing Based Measures of Fatigue Assessment during Manual Lifting.," *Biomed Res. Int.*, vol. 2017, p. 3937254, 2017, doi: 10.1155/2017/3937254.

- [28] S. M. Guo and Q. G. Jiang, "Improving Rock Classification with 1D Discrete Wavelet Transform Based on Laboratory Reflectance Spectra and Gaofen-5 Hyperspectral Data," *Remote Sens.*, vol. 15, no. 22, 2023, doi: 10.3390/rs15225334.
- [29] D. K. Kumar, N. D. Pah, and A. Bradley, "Wavelet analysis of surface electromyography," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 11, no. 4, pp. 400–406, 2003, doi: 10.1109/TNSRE.2003.819901.
- [30] 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 Challenges*, 2012, pp. 195–220. doi: 10.5772/50639.
- [31] S. K. Chowdhury, A. D. Nimbarte, M. Jaridi, and R. C. Creese, "Discrete wavelet transform analysis of surface electromyography for the fatigue assessment of neck and shoulder muscles," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 5, pp. 995–1003, 2013, doi: 10.1016/j.jelekin.2013.05.001.
- [32] C. U. Ranniger and D. L. Akin, "EMG mean power frequency determination using wavelet analysis," *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. - Proc.*, vol. 4, no. C, pp. 1589–1592, 1997, doi: 10.1109/iembs.1997.757017.
- [33] Marques Dos Santos M.J., *Estadística Básica Un enfoque no paramétrico*, México: UNAM: Instituto de Estudios Superiores Zaragoza, 2001.
- [34] F. Sheet, "Occupational injuries and illnesses resulting in musculoskeletal disorders (msds)| May 2020.(2020, May 1)," *US Bur. Labor Stat.*.
- [35] T. Triwiyanto, O. Wahyunggoro, H. A. Nugroho, and H. Herianto, "Continuous Wavelet Transform Analysis of Surface Electromyography for Muscle Fatigue Assessment on the Elbow Joint Motion," *Adv. Electr. Electron. Eng.*, vol. 15, no. 3, pp. 424–434, Jan. 2017, doi: 10.15598/aeer.v15i3.2173.