



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA

MEDICIÓN DEL TEMBLOR DE LOS MIEMBROS  
SUPERIORES DEL CUERPO UTILIZANDO SISTEMAS  
DE RASTREO ÓPTICOS PORTÁTILES

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:  
MAESTRA EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA

P R E S E N T A:  
ING. JESSICA JAZMÍN VILLA BERNAL

TUTOR ACADÉMICO:  
DR. OTNIEL PORTILLO RODRÍGUEZ

TUTORES ADJUNTOS:  
DR. RIGOBERTO MARTÍNEZ MÉNDEZ  
DR. VIANNEY MUÑOZ JIMÉNEZ



TOLUCA, MÉXICO; ENERO 2017

# Dedicatoria

[REDACTED]

[REDACTED]

[REDACTED]

[REDACTED]



# Resumen

El presente trabajo tiene como finalidad la medición del temblor de fatiga muscular en sujetos sanos mediante una prueba postural utilizando el sistema de rastreo óptico *Leap Motion*, el uso del spline para el muestro uniforme y de la obtención de la densidad espectral de potencia (DEP) con la transformada rápida de Fourier (FFT por sus siglas en inglés).

En este trabajo de investigación también se realizó la validación del dispositivo *Leap Motion* mediante temblores o vibraciones de una mano sintética, está fue excitada mecánicamente en un ancho de banda similar al del temblor fisiológico (8-12 Hz), y se comparó su respuesta en frecuencia con el dispositivo comercial *Trigno Wireless EMG* para después realizar pruebas con sujetos sanos para la detección del temblor de fatiga.

Para determinar si el dispositivo es capaz de detectar la fatiga, se realizó un experimento con 62 voluntarios sanos de edades entre  $19.58 \pm 1.44$  años, de los cuales sólo 14 cumplieron con las reglas de inclusión. Las pruebas se realizaron con la mano dominante y el procedimiento fue el siguiente: 1) El sujeto realizó la prueba postural durante 90 segundos, manteniendo una distancia de 9 a 12 cm entre la palma de la mano y el dispositivo *Leap Motion*, 2) Se realizó la medición de la máxima fuerza de contracción voluntaria (MVC por sus siglas en inglés) con un dinamómetro, 3) Se indujo a la fatiga mediante una serie de ejercicios de extensión/flexión de gama completa del codo usando una mancuerna del 20% del valor más alto de la MVC a un ritmo de 20 repeticiones por minuto controladas con un metrónomo, realizando un mínimo de 30 repeticiones o hasta sentir la sensación de cansancio, 4) Posteriormente, el sujeto realizó de nuevo la prueba postural durante 90 segundos manteniendo una distancia de 9 a 12 cm entre la palma de la mano y el dispositivo *Leap Motion*.

La DEP se estimó mediante el uso de la siguiente metodología basada en [1]: A partir del tiempo de muestreo entre frames que proporciona *Leap Motion* se realizó la estimación

consecutiva del tiempo, después se calcularon los desplazamientos para cada eje ( $x$ ,  $y$  y  $z$ ), posteriormente se calculó la distancia euclidiana, éstos datos se interpolaron a 50 Hz, se les aplicó un filtro pasabanda Butterworth, un filtro Savitzky Golay, y para la obtención de la DEP se utilizó la FFT.

Para cada una de las pruebas se obtuvo el promedio de la no fatiga y fatiga en las bandas de 8-12 Hz, con estos promedios se realizó una prueba de hipótesis t-student para la diferencia entre medias de dos muestras emparejadas, donde se obtuvo el siguiente resultado  $p=0.00078$ , con lo cual se pudo determinar que existe una diferencia entre las medias de las muestras, permitiéndonos distinguir entre fatiga y no fatiga.

Se concluye que el dispositivo *Leap Motion* es capaz de identificar de forma significativa las variaciones del temblor postural de fatiga en la mano de una población de jóvenes sanos, siempre y cuando se cumpla con las reglas de inclusión y el procedimiento anteriormente descrito para realizar las pruebas.

# Publicaciones

Parte de la presente investigación ha sido presentada o publicada previamente en:

- *Medición del temblor de los miembros superiores del cuerpo utilizando sistemas de rastreo ópticos portátiles.* Póster presentado en el Segundo Simposium de Investigación Organizado dentro de las actividades de la XLVIII Semana de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma del Estado de México. Toluca, Estado de México. Mayo del 2015.
- *Validación del dispositivo Leap Motion para la medición de temblor fisiológico en la mano.* Artículo presentado en La Sociedad Mexicana de Instrumentación, el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico de la Universidad Nacional Autónoma de México y el Instituto Tecnológico de Durango. Durango, Durango. Octubre del 2015.
- *Medición del temblor de los miembros superiores del cuerpo utilizando sistemas de rastreo ópticos portátiles.* Presentación realizada dentro de las actividades de la XLIX Semana de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma del Estado de México. Toluca, Estado de México. Mayo del 2016.

# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Planteamiento del problema . . . . .	2
1.2. Justificación . . . . .	4
1.3. Hipótesis . . . . .	4
1.4. Objetivos . . . . .	4
1.5. Alcances y limitaciones . . . . .	5
1.6. Contenido del trabajo . . . . .	6
<b>2. Marco Teórico y Estado del arte</b>	<b>7</b>
2.1. Fatiga muscular . . . . .	7
2.1.1. Temblor . . . . .	8
2.1.1.1. Temblor en personas sanas . . . . .	10
2.2. Evaluación de la fatiga . . . . .	11
2.2.1. Métodos Cualitativos . . . . .	11
2.2.2. Métodos Cuantitativos . . . . .	12
2.2.2.1. Electromiografía (EMG) . . . . .	13
2.2.2.2. Acelerómetros . . . . .	14
2.2.2.3. Dispositivos de rastreo ópticos . . . . .	15
2.3. Inducción a la fatiga . . . . .	17
2.4. Representación de la información . . . . .	18
2.4.1. Densidad espectral de potencia (DEP) . . . . .	18
2.4.1.1. Transformada Rápida de Fourier . . . . .	19

2.4.1.2.	Ventana de tiempo para muestreo del temblor . . . . .	20
2.5.	Técnicas de procesamiento de señales para validación de dispositivos con respecto a la frecuencia . . . . .	20
2.5.1.	Frecuencia de muestreo . . . . .	20
2.5.2.	Reconstrucción de una señal a partir de sus muestras . . . . .	22
2.5.2.1.	Interpolación <i>spline</i> . . . . .	23
<b>3.</b>	<b>Metodología</b>	<b>24</b>
3.1.	Selección del dispositivo . . . . .	25
3.1.1.	Adquisición de datos . . . . .	26
3.1.2.	Modelo esquelético de la mano <i>Leap Motion</i> . . . . .	28
3.2.	Validación del dispositivo de <i>Leap Motion</i> . . . . .	30
3.2.1.	Pruebas Estáticas . . . . .	30
3.2.2.	Pruebas Dinámicas . . . . .	32
3.3.	Implementación de plataforma y prueba con usuarios . . . . .	37
3.3.1.	Escenario de pruebas . . . . .	37
3.3.2.	Interfaz de Usuario . . . . .	37
3.3.2.1.	Aplicación para la adquisición de datos . . . . .	38
3.3.3.	Prueba con usuarios . . . . .	39
3.3.3.1.	Criterios de inclusión . . . . .	40
3.3.3.2.	Método . . . . .	41
3.3.3.3.	Procedimiento . . . . .	41
3.4.	Análisis de los datos . . . . .	42
<b>4.</b>	<b>Resultados, Conclusiones y Trabajo Futuro</b>	<b>48</b>
4.1.	Resultados . . . . .	48
4.2.	Conclusiones . . . . .	50
4.3.	Trabajo futuro . . . . .	51
<b>A.</b>	<b>Carta de consentimiento</b>	<b>53</b>
	<b>Bibliografía</b>	<b>56</b>



# Índice de tablas

2.1. Algunos tipos de temblores de acuerdo a su presentación clínica y frecuencias generalizadas [2]. . . . .	9
2.2. Propiedades del temblor fisiológico en jóvenes y adultos sanos [2]. . . . .	10
3.1. Comparativo de cámaras de acuerdo a especificaciones del fabricante. . . . .	26
3.2. Pruebas estáticas. . . . .	30
3.3. Resultados de análisis de coherencia . . . . .	36
3.4. Pruebas no válidas . . . . .	42
4.1. Promedio de frecuencias de 8-12 Hz . . . . .	49

# Índice de figuras

2.1. Principales tipos de temblor. . . . .	9
2.2. Moore-Garg Strain Index. . . . .	12
2.3. Electrodoes superficiales situados en el paciente. . . . .	14
2.4. Dispositivo desarrollado para la medición del temblor utilizando acelerómetro [3]. . . . .	14
2.5. Pantalla de referencia de software “ <i>Motive</i> ” del dispositivo óptico de rastreo <i>Opti-Track</i> [4]. . . . .	15
2.6. Dispositivo Óptico de rastreo sin marcadores <i>Kinect</i> . . . . .	16
2.7. Dispositivo Óptico de rastreo sin marcadores <i>Leap Motion</i> [5]. . . . .	17
2.8. Espectros para el temblor fisiológico y temblor esencial [6]. . . . .	19
2.9. Ejemplo aliasing [7]. . . . .	21
2.10. Ejemplo de diferentes frecuencias de muestreo [7]. . . . .	22
3.1. Comunicación entre <i>Leap Motion</i> y computadora. . . . .	27
3.2. Modelo de seguimiento de <i>Leap Motion</i> basado en el objeto Frame [5]. . . . .	27
3.3. Modelo esquelético <i>Leap Motion</i> [5]. . . . .	29
3.4. Tiempo de muestreo de la prueba estática a 5cm. . . . .	31
3.5. Posición del Quanser, <i>Leap Motion</i> y Trigno en la prueba dinámica. . . . .	32
3.6. Metodología de la prueba. . . . .	33
3.7. La línea roja muestra la señal adquirida por el dispositivo Trigno y la línea azul muestra la señal adquirida por el dispositivo <i>Leap Motion</i> . El cuadro verde muestra la señal que se utilizará para el procesamiento. . . . .	34
3.8. En color negro se muestra la señal del espectro del Leap Motion y en color verde la señal del espectro del acelerómetro Trigno. Con una excitación de 8, 9, 10, 11 y 12 Hz. . . . .	35
3.9. Análisis de coherencia para la excitación con 5 señales de 8, 9, 10, 11, 12 Hz. . . . .	36

3.10. Secuencia de pantallas: a) Pantalla de inicio, b) pantalla para la adquisición de datos y c) pantalla que indica el final de la prueba. . . . .	39
3.11. Metodología para prueba de fatiga. . . . .	42
3.12. Pasos para el análisis de datos. . . . .	43
3.13. Posiciones, desplazamientos y distancia euclidiana de la prueba 3 (no fatiga). . . . .	45
3.14. Uso del filtro Savisky-Golay. . . . .	46
4.1. Promedios de cada una de las pruebas . . . . .	49
4.2. Diagramas de cajas de los promedios de 8-12 Hz de no fatiga y fatiga. . . . .	50

# Capítulo 1

## Introducción

La fatiga se define como una reducción de la capacidad para contraer y ejercer fuerza, ésta puede ser inducida después de una actividad física prolongada por el ejercicio en la producción de potencia máxima (por ejemplo, durante el ejercicio de ciclismo) o la velocidad (por ejemplo, durante una carrera), generando incapacidad para mantener el nivel de fuerza o intensidad del ejercicio en un lapso de tiempo. Tiene diferentes efectos sobre el cuerpo, uno de ellos está asociado con el temblor el cual puede ser generalizado y extendido afectando a segmentos contiguos o el miembro contra lateral [8, 2, 9, 10].

El temblor es un movimiento involuntario de una parte del cuerpo, caracterizado por movimientos repetitivos y estereotipados, éste puede ser rápido o lento y puede estar presente en el reposo o en la acción, el cual aumenta en incidencia y prevalece con la edad. La mayoría del temblor se origina en el sistema nervioso central, éste es extremadamente sensible a eventos externos, siendo alterado por factores tales como el ejercicio, la fatiga, la ansiedad, e incluso la postura de las extremidades de la persona o de todo el cuerpo, todos estos factores pueden influir en las características de amplitud y frecuencia del temblor. El temblor se encuentra en cada persona, en el caso de las personas jóvenes y adultas sanas por lo general se trata de un temblor apenas visible (menor a 1 cm) en una banda de 8-12 Hz y se conoce como temblor fisiológico. El temblor fisiológico exacerbado tiene la misma banda de frecuencias, sin embargo, tiene una amplitud mayor interfiriendo con el control de la motricidad fina produciendo un impacto en el rendimiento de las tareas en general [11, 12, 13].

Para la evaluación del temblor se realizan observaciones clínicas, en las que se evalúa la

amplitud y la frecuencia siendo estos los más importantes para el diagnóstico [2, 7].

En el caso de la evaluación clínica del temblor de fatiga se utilizan métodos cualitativos y cuantitativos.

Los **métodos cualitativos** usan escalas clínicas de acuerdo a la sintomatología tales como las pruebas funcionales musculares, las cuales evalúan los síntomas y signos de forma visual principalmente, la puntuación final de cada escala se determina de acuerdo a las características de los síntomas, extensión de la afección y discapacidad física. Estos métodos se usan comúnmente en la práctica clínica por su sencillez y su rapidez [14, 15].

Los **métodos cuantitativos** asignan un valor numérico para representar la magnitud del fenómeno que se está midiendo. Estas en el caso de la fatiga pueden ser medidas con giroscopios, acelerómetros, electromiografía, dispositivos de rastreo, etc. A partir de las señales obtenidas por los dispositivos, se genera la DEP para cada una de ellas, comúnmente a través de la transformada de Fourier con la cual es posible obtener las características del temblor [16, 17, 18, 19, 2, 10].

## 1.1. Planteamiento del problema

La fatiga muscular es producida después de una actividad muscular prolongada, generando incapacidad para mantener el nivel de fuerza o la intensidad del ejercicio en un lapso de tiempo. Puede ser beneficiosa en la promoción del crecimiento muscular (como se ve en los fisicoculturistas), pero por lo general es perjudicial, causando lesiones graves cuando el nivel de fatiga es alta, ya que los músculos que se fatigan absorben menos energía antes de que se estiren hasta un grado en el cual causa lesiones y temblores afectando la capacidad funcional o social en el sujeto [10].

Algunos de los instrumentos con los cuales se han realizado mediciones del temblor han sido video y dispositivos de rastreo ópticos. El video estándar es de 30 o 25 cuadros por segundo (fps por sus siglas en Inglés), la televisión de alta definición cuenta con un estándar de 50 o 60 fps y la técnica de cine es de 24 fps. En el caso del temblor con una frecuencia de 10Hz y que sea grabado por una cámara de video de 25 fps el número resultante de

mediciones por completo de oscilación es de sólo 2.5 imágenes, por lo tanto no es suficiente para visualizar los detalles de una oscilación. Siendo una herramienta útil para temblores de frecuencia menores a 5 Hz [2].

En el caso del uso de dispositivos ópticos de rastreo algunos emplean marcadores activos, donde la posición se mide en 3D, según el modelo de configuración, las muestras máximas se obtienen entre 120 y 1000 Hz. Ésta técnica es ideal para la evaluación de las tareas motoras complejas con hasta 250 marcadores activos. La desventaja de estos dispositivos es que se necesita posicionar cada uno de los marcadores en el usuario con el fin de ser rastreado.[2].

*Leap Motion* es un dispositivo óptico de rastreo que no requiere el uso de marcadores, realiza un seguimiento de un modelo esquelético de la mano y ha sido usado para realizar la medición del temblor de reposo Parkinsoniano.

En esta tesis se realizó la validación del dispositivo *Leap Motion* para corroborar si se podían medir temblores o vibraciones de una mano sintética, la cual fue excitada mecánicamente en un ancho de banda similar al del temblor fisiológico (8-12 Hz) frecuencia en la cual se encuentra la fatiga, y comparar su respuesta en frecuencia con el dispositivo comercial Trigno Wireless EMG. Los resultados mostraron que existe una coherencia alta entre los espectros de las señales obtenidas del dispositivo comercial y las del dispositivo *Leap Motion*.

Se propone en este trabajo desarrollar una plataforma para medir el temblor de fatiga, además se pretende evaluar si el dispositivo *Leap Motion* es sensible a el temblor de fatiga a través de la medición del temblor de la mano en una prueba postural en personas sanas, permitiendo obtener información en frecuencias de 8-12 Hz con amplitud no mayor a 1 cm correspondiente al paciente evaluado, y así conocer si hay fatiga o no. Siendo este un dispositivo portable, pudiendo ser una herramienta para la evaluación de fatiga donde el software desarrollado esté disponible para cualquier persona y se pueda hacer un seguimiento de la fatiga.

## 1.2. Justificación

La detección y clasificación del temblor de fatiga añade información importante para el campo de la interacción hombre-máquina, lesiones deportivas, de rendimiento, ergonomía y prótesis [20, 9].

El uso de un dispositivo portátil de bajo costo que no necesite de capacitación técnica avanzada para realizar la instalación del software de la plataforma tal como lo es *Leap Motion*, al ser integrado a un sistema junto con el uso de técnicas de procesamiento de señales, permitirá determinar en qué frecuencias y amplitudes el usuario tiembla primordialmente. Esto podrá detectar cuando se produce la fatiga y será útil como un dispositivo de advertencia para evitar lesiones en el músculo, especialmente en los deportes, en donde la fatiga puede conducir a lesiones [10].

## 1.3. Hipótesis

El sistema *Leap Motion* es capaz de detectar la fatiga de temblor postural en el rango de 8-12 Hz, utilizando como parámetro el promedio de la frecuencia de dicha banda calculada a través de la FFT.

## 1.4. Objetivos

Identificar la fatiga en personas sanas, mediante la medición de amplitudes menores a 1 cm y frecuencias de 8 -12 Hz del temblor de fatiga en la mano, utilizando *Leap Motion*.

Para lograr este objetivo general se ha de cumplir, entre otras, con las siguientes tareas:

1. Determinar los criterios para la selección del dispositivo *Leap Motion* y sus ventajas con respecto a otros dispositivos de rastreo ópticos.

2. Determinar el tipo de pruebas a realizar para la evaluación del temblor de fatiga en la mano, de acuerdo al espacio de trabajo en el cual el *Leap Motion* pueden ser utilizado.
3. Obtener datos mediante el sistema de rastreo óptico *Leap Motion*.
4. Validar los datos obtenidos en frecuencia, mediante la comparación de datos entre el dispositivo *Leap Motion* y un acelerómetro.
5. Analizar y evaluar la información obtenida por el dispositivo de rastreo *Leap Motion*, para poder evaluar amplitudes menores a 1 cm y frecuencias de 8 -12 Hz.
6. Diseñar el experimento para demostrar que existe una significancia estadística en el promedio de la banda de 8 a 12 Hz, con y sin fatiga.
7. Determinar la plataforma de desarrollo y diseño del sistema.
8. Implementar el experimento.
9. Analizar los resultados obtenidos del experimento.

## 1.5. Alcances y limitaciones

### Alcances

- La investigación abarcó a sujetos jóvenes sanos, donde se determinó si existe temblor de fatiga postural en la mano, el cual se encuentra en un rango de frecuencia de 8-12Hz, con amplitudes menores a 1 cm.

### Limitaciones

- Las personas que sufrían alguna patología clínica no fueron evaluados.



## 1.6. Contenido del trabajo

Esta Tesis está integrada por 4 capítulos y un anexo.

En el Capítulo 1, se da una introducción acerca del trabajo, se mencionan el planteamiento del problema, justificación, hipótesis, objetivos, alcances y limitaciones

En el Capítulo 2, se establecen los antecedentes y se presentan los conceptos teóricos necesarios para determinar la fatiga, los diferentes tipos de temblores así como las escalas de medición y la forma en la que se realizan las exploraciones para la medición de la fatiga.

En el Capítulo 3, se describe la metodología, el proceso de implementación y desarrollo del sistema para la medición del temblor de fatiga en la mano con el dispositivo *Leap Motion*. También, se realiza una descripción de los experimentos realizados para evaluar el dispositivo.

En el Capítulo 4 se muestran los resultados, conclusiones y trabajo futuro.

# Capítulo 2

## Marco Teórico y Estado del arte

En el presente capítulo se describen el estado del arte y los elementos teóricos necesarios para familiarizar al lector sobre el temblor de fatiga, tipos de temblores, técnicas y dispositivos con los cuales puede ser evaluada, la forma de representar la información y técnicas para el procesamiento de señales.

### 2.1. Fatiga muscular

Cuando se reduce la capacidad del músculo para contraerse y producir la fuerza, se dice que el músculo experimenta fatiga. La fatiga muscular es una disminución en la fuerza máxima o la potencia que los músculos involucrados pueden producir, y que se desarrolla gradualmente poco después del inicio de la actividad física sostenida [20].

La fatiga muscular es una reducción de la capacidad para ejercer la fuerza. Las manifestaciones más obvias son disminución de la fuerza máxima y la desaceleración de la respuesta muscular [21]. La fatiga muscular suele estar relacionada con la incapacidad de llegar a un nivel determinado de la MVC, lo que significa que la fatiga está relacionada con un evento o un instante de tiempo [10].

Al tener una reducción de la capacidad para contraer y ejercer la fuerza, los efectos de la fatiga sobre el temblor pueden ser generalizados y extendidos, afectando a segmentos contiguos o al miembro contralateral [9]. Aunque la mayoría de temblor se origina en el sistema

nervioso central, todavía es extremadamente sensible a eventos externos, siendo alterada por factores tales como el ejercicio, la fatiga, la ansiedad, e incluso la postura de las extremidades de la persona o de todo el cuerpo. Todos estos factores pueden influir en las características de amplitud y frecuencia del temblor fisiológico. Para las personas sanas y jóvenes, la fatiga está asociada con el temblor fisiológico exacerbado. A menudo produce los cambios más dramáticos, lo que resulta en una mayor amplitud de la componente de frecuencia 8-12 Hz y puede interferir en control de la motricidad fina [2].

### **2.1.1. Temblor**

El temblor está presente en todas las personas, se caracteriza por movimientos involuntarios, repetitivos, rítmicos, estereotipados y oscilatorios de una parte del cuerpo, éste puede ser rápido o lento y puede estar presente en el reposo o en la acción. Es definido como un “movimiento oscilatorio rítmico e involuntario de una parte del cuerpo” según la declaración de consenso de la Sociedad del Trastorno del Movimiento [22]. Se puede clasificar de acuerdo a su ubicación anatómica, las circunstancias en qué se produce, su frecuencia y amplitud [12, 11, 23, 16, 2].

Las causas del temblor pueden ser por enfermedades clínicas (Parkinson, etc.) que están asociadas con diferentes formas de temblores, herencia, fatiga muscular así como consumo de sustancias tales como: alcohol, cafeína, entre otras [11, 2].

El temblor puede presentarse con diferentes características clínicas y parámetros. Los diferentes tipos de temblor generalmente se agrupan con base a la distribución topográfica, dependencia, tarea, la posición, frecuencia y amplitud. Desde el punto de vista clínico, la clasificación más utilizada es la siguiente: temblor de reposo, temblor postural y temblor cinético. Tanto el temblor postural como el cinético se catalogan como temblores de acción [2].

En la Tabla 2.1 se lista la clasificación de algunos tipos de temblores de acuerdo a su presentación clínica y las frecuencias de cada uno son generalizadas, ya que de acuerdo a la patología y el tipo de temblor pueden diferir.

Presentación Clínica	Tipo de temblor	Frecuencia Hz
Temblor de reposo	Enfermedad de Parkinson Temblor postraumático etc.	3-6
Temblor postural	Temblor fisiológico Temblor fisiológico exacerbado Inducido por medicamentos Síndromes de abstinencia (etanol, etc.) etc.	4-12
Temblor cinético	Temblor esencial Esclerosis múltiple etc.	2-7

Tabla 2.1: Algunos tipos de temblores de acuerdo a su presentación clínica y frecuencias generalizadas [2].

El temblor de reposo sucede cuando los brazos están relajados y hay ausencia de cualquier influencia gravitatoria. Por lo general, se presenta cuando el paciente está sentado y apoya sus manos en el dorso del muslo, ver Figura 2.1 a.

El temblor postural se desencadena por el mantenimiento de una postura o una posición en contra de la gravedad, éste supone la activación voluntaria o intencionada del músculo necesario para mantener la postura. Una de las pruebas más comunes consiste en extender horizontalmente las manos con los dedos separados y mantener la postura en contra de la gravedad [2, 22] ver Figura 2.1 b.

El temblor cinético es producido por un movimiento voluntario [24] tal como: abrochar botones de camisa, tomar un vaso, entre otros, ver Figura 2.1 c.



a) Temblor reposo, b) Temblor postural, c) Temblor cinético

Figura 2.1: Principales tipos de temblor.

Una de las principales características del temblor es su amplitud y frecuencia. El temblor raramente está presente en frecuencias superiores a 20Hz [2].

#### 2.1.1.1. Temblor en personas sanas

El temblor en las personas sanas se conoce como temblor fisiológico, está presente en todas aquellas articulaciones o músculos colocados en una posición en la que sea posible oscilar. La amplitud para este temblor en manos y dedos es menor a un 1 cm con un ancho de banda de 8-12 Hz. Este temblor es causado por factores mecánicos y neuronales, el cual se exagera con la fatiga, ansiedad o por medicamento. [25, 2, 22].

El temblor fisiológico exacerbado es un temblor postural, que puede estar asociado con varias enfermedades metabólicas (principalmente tirotoxicosis o hipoglucemia), administración de medicamentos, el consumo de cafeína, ansiedad, fatiga muscular y la causa de este temblor en su mayoría suele ser reversible. Éste tipo de temblor se define por los siguientes criterios [24, 22]:

1. Visibilidad evidente del temblor sobre todo en temblor postural.
2. No existe evidencia de una enfermedad neurológica subyacente.

En la Tabla 2.2 se listan las propiedades del temblor fisiológico en frecuencia y amplitud en jóvenes y adultos sanos.

	Reflejo mecánico	Reflejo mecánico exacerbado
Amplitud	Invisible o apenas visible; no incapacitante.	Menos de 1 cm; puede interferir con el control motor fino.
Frecuencia	En función de la rigidez de las articulaciones y la inercia. Reducción mediante el aumento de inercia a la extremidad. Aumento añadiendo rigidez .	Una función de la rigidez de las articulaciones y la inercia. Reducción añadiendo inercia a la extremidad. Incrementa añadiendo rigidez Influenciado por la longitud del arco reflejo.

Tabla 2.2: Propiedades del temblor fisiológico en jóvenes y adultos sanos [2].

En el caso del temblor postural en adultos jóvenes y sanos la amplitud del temblor en el dedo varía normalmente de 0,1 a 0,2 mm y el pico de 8-12 Hz es más prominente [2].

## 2.2. Evaluación de la fatiga

La forma tradicional de evaluación del temblor de fatiga es mediante la obtención de sus características por medio de la exploración visual del paciente, acompañado de la realización de pruebas. Es posible dividir los métodos de cuantificación de las manifestaciones clínicas en cualitativos y cuantitativos. Estos métodos de cuantificación tienen ventajas e inconvenientes, pero los cualitativos son los que se emplean habitualmente en la práctica clínica por su sencillez y rapidez [10, 14].

### 2.2.1. Métodos Cualitativos

Los métodos cualitativos son subjetivos por parte del evaluador, la mayoría de las escalas evalúa y analiza variables (síntomas, capacidades, sucesos) o incapacidad funcional. Por variable, se entiende como toda característica (fuerza física, desempeño) que puede ser observada o medida, una cantidad que varía de sujeto a sujeto o en el mismo sujeto de tiempo en tiempo. Otras escalas incluyen un análisis general o detallado de la incapacidad funcional, e incluso varias de ellas añaden algunas pruebas objetivas (pruebas con lápiz y papel, cronometradas entre otras) [26].

Entre los métodos cualitativos existen índices para medir los síntomas de los pacientes, en los cuales el evaluador les asigna un puntaje de acuerdo a cómo se realizó la actividad, existen diferentes índices, un ejemplo de estos es el de *Moore-Garg Strain Index* ver Figura 2.2. Éste índice permite evaluar el riesgo de desarrollar desordenes musculoesqueléticos en tareas en las que se usa intensamente el sistema mano-muñeca [10]. Este índice se basa en la medición de seis variables, las cuales dan lugar a seis factores multiplicadores de una ecuación el cual proporciona el *Strain Index*, este valor indica el riesgo de aparición de desórdenes en las extremidades superiores, siendo mayor el riesgo cuando mayor sea el índice.

FACTOR DE RIESGO	Interpretación de riesgo	Encuentre la calificación para cada factor de riesgo y multiplíquelas	Si < 3: Seguro Si esta entre 3 y 5: Incierto Si esta entre 5 y 7 : Algún riesgo Si >7: Peligroso	
	Criterio para puntaje	Observación	Puntaje	
INTENSIDAD DEL ESFUERZO (FIT)	Leve	Tranquilo	1.0	
	Medio	Se percibe algún esfuerzo	3.0	
	Pesado	Esfuerzo claro; Sin expresión facial	6.0	
	Muy Pesado	Esfuerzo claro; Cambio de expresión facial	9.0	
	Próximo al máximo	Emplea tronco y miembros	13.0	
DURACIÓN DEL ESFUERZO (FDE)	<10 % del ciclo		0.5	
	10-29 % del ciclo		1.0	
	30-49 % del ciclo		1.5	
	50-79 % del ciclo		2.0	
	>80 % del ciclo		3.0	
FRECUENCIA DEL ESFUERZO (FEE)	<4 por minuto			
	4-8 por minuto			
	9-14 por minuto			
	15-19 por minuto			
	>20 por minuto			
POSTURAL DE LA MANO-PUÑO (FPMP)	Muy buena	Neutro	1.0	
	Buena	Cerca al neutro	1.0	
	Razonable	No neutra	1.5	
	Mala	Desvío claro	2.0	
	Muy mala	Desvío cercano al máximo	3.0	
RITMO DEL TRABAJO (FRT)	Muy lento	<80 %	1.0	
	Lento	81-90%	1.0	
	Razonable	91-100%	1.0	
	Rápido	100%115% (Acelerado)	1.5	
	Muy rápido	>115% (Acelerado)	2.0	
DURACIÓN DEL TRABAJO (FDT)	<1 Hora por día		0.25	
	1-2 Hora por día		0.50	
	2-4 Hora por día		0.75	
	4-8 Hora por día		1.0	
	>8 Hora por día		1.5	

Figura 2.2: Moore-Garg Strain Index.

La puntuación final de cada escala se determina de acuerdo a las características de los síntomas, extensión de la afección y discapacidad física de acuerdo a los diferentes tipos de pruebas, la puntuación que se le da a cada paciente es mediante la evaluación de la amplitud y frecuencia subjetiva ya que depende de la observación y el punto de vista de quien está evaluando las pruebas. El correcto diagnóstico depende de la habilidad y experiencia del médico o especialista que evalúa al paciente [15, 10].

### 2.2.2. Métodos Cuantitativos

Los métodos cuantitativos asignan un valor numérico para representar la magnitud del fenómeno que se está midiendo, utilizan medidas en unidades físicas (velocidades, ángulos,

aceleraciones, potencial eléctrico de los músculos, posiciones) [17].

Considerando que la fatiga está asociada al temblor fisiológico exacerbado es posible realizar mediciones con los dispositivos utilizados para la medición del temblor. Las diversas técnicas no invasivas disponibles para su uso en la detección de la fatiga son: dispositivos ópticos de rastreo, mecanomiografía, electromiografía, acelerómetros, apuntador láser, ultrasonido, entre otros. Estos dispositivos pueden ser simples o requerir instrumentos sofisticados. A partir de las señales generadas por los dispositivos se procesa la DEP de la extremidad de interés a través de la transformada de Fourier, FFT, entre otros, con este análisis se puede obtener la caracterización de las frecuencias en las que el temblor es preponderante [27, 10, 18, 19].

A continuación se describen los principales métodos cuantitativos con los cuales se evalúa la fatiga.

#### **2.2.2.1. Electromiografía (EMG)**

La Electromiografía permite el estudio de la función muscular a través del análisis de las señales eléctricas generadas por los músculos durante las contracciones voluntarias, involuntarias o estimuladas, emplea electrodos los cuales son utilizados para detectar señales eléctricas creadas en la contracción muscular. La señal *EMG* se describe por su amplitud, frecuencia y fase como una función del tiempo, entre otros parámetros. Estas señales se pueden adquirir tanto invasivamente, usando electrodos de aguja, y de forma no invasiva, mediante la colocación de electrodos en la superficie de la piel. En el caso de la no invasiva se denomina electromiografía de superficie (*sEMG*) y es un método comúnmente utilizado para la adquisición de las señales de fatiga muscular en contracciones estáticas y dinámicas. La *sEMG* puede ser obtenida desde diversas partes del cuerpo, pero la colocación de electrodos es fundamental para asegurar resultados fiables y repetibles. La *sEMG* es ampliamente usada para la medición de la fatiga obteniendo sus características, donde el cambio en la amplitud de las frecuencias está relacionado a la fatiga muscular [28, 10]. La Figura 2.3 muestra un ejemplo de la medición con electrodos de superficie.

La desventaja es que se necesita situar los electrodos en el musculo de interés para poder obtener los datos correctos.



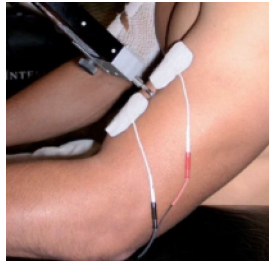


Figura 2.3: Electrodoos superficiales situados en el paciente.

### 2.2.2.2. Acelerómetros

Los acelerómetros miden aceleraciones lineales en metros sobre segundos ( $m/s^2$ ), también pueden medir las aceleraciones en tres ejes es decir en los ejes  $x, y$  y  $z$  [29, 30].

La desventaja de los acelerómetros es que tienen una sensibilidad transversal, que es la sensibilidad del acelerómetro a  $90^\circ$  con respecto al eje sensible del sensor. Además, la amplitud varía con la distancia entre el eje de rotación y la posición del acelerómetro [2]. Otra de las desventajas de los acelerómetros es que agregan peso, ya que para medir las aceleraciones es necesario colocarlos en la parte del cuerpo a evaluar y se conoce que por cada gramo de peso agregado a la extremidad evaluada el espectro se recorre a las bajas frecuencias 0.018Hz [31].

La Figura 2.4 muestra el desarrollo de un dispositivo para medir la intensidad del temblor esencial humano. El dispositivo tiene forma de anillo, está compuesto por un acelerómetro triaxial, un microcontrolador y una unidad de memoria. Los datos de aceleración de los tres ejes se muestrean a 30Hz y se almacenan en memoria flash de 256Mb [3].

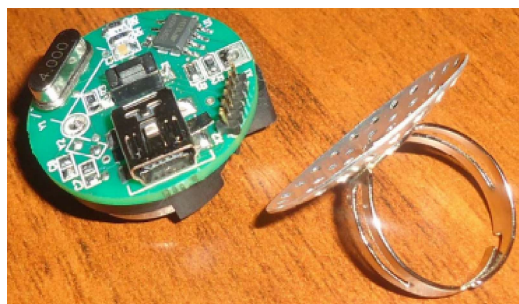


Figura 2.4: Dispositivo desarrollado para la medición del temblor utilizando acelerómetro [3].

### 2.2.2.3. Dispositivos de rastreo ópticos

Los dispositivos de rastreo son sistemas que dan información sobre la posición y orientación en el espacio del usuario u objetos que se está siguiendo. En general, los dispositivos de rastreo están compuestos por un dispositivo que genera la señal, un sensor que la registra y una unidad de control que la procesa y envía a la computadora. Utilizan el reflejo de la luz para conocer la orientación y posición del objeto en el espacio. Estos sistemas pueden verse afectados por la luz del ambiente u otra luz infrarroja, y requieren que haya suficiente luz y cámaras alrededor del escenario donde se encuentra el objeto a seguir [32, 2].

#### Sistemas de rastreo ópticos basados en marcadores

Los sistemas de seguimiento ópticos, operan mediante la emisión de infrarrojos en el espacio calibrado, dónde la luz infrarroja por lo general se refleja en marcadores altamente reflectantes permitiendo que la luz retorne a las cámaras. Las imágenes capturadas se utilizan para calcular las ubicaciones de los marcadores individuales con el fin de determinar la posición y orientación de las partes del cuerpo [33].

La ventaja de estos dispositivos es un volumen de interacción relativamente grande cubierta por el sistema; mientras que la desventaja está representada por el hecho de que el usuario tiene que usar marcadores con el fin de ser rastreado. La Figura 2.5 muestra un ejemplo de como trabaja el dispositivo de rastreo *Optitrack* el cual utiliza marcadores activos.

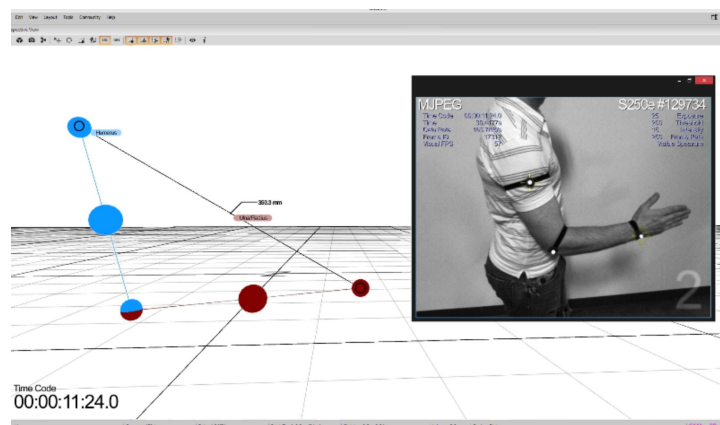


Figura 2.5: Pantalla de referencia de software “*Motive*” del dispositivo óptico de rastreo *OptiTrack* [4].

## Sistemas de rastreo ópticos manos libres

El seguimiento óptico también se puede realizar utilizando manos libres para el seguimiento [34]. En éste caso, la luz es reflejada por la superficie del cuerpo y los usuarios no necesitan usar marcadores. Sin embargo, como la superficie corporal refleja menos luz en comparación con marcadores altamente reflectantes, esto normalmente se traduce en un volumen de interacción mucho más pequeño [35].

El sensor de *Microsoft Kinect* es un dispositivo de seguimiento de manos libres, cuenta con un proyector infrarrojo, una cámara común y una con sensor de profundidad, puede adquirir y reconocer gestos corporales para múltiples usuarios simultáneamente. El dispositivo está diseñado para el seguimiento de partes enteras del cuerpo (es decir, el seguimiento del esqueleto), por ejemplo; los brazos y las piernas pero es menos apropiado para el dedo y el seguimiento de la mano. La Figura 2.6 muestra el dispositivo *Kinect* y un ejemplo del seguimiento del esqueleto del cuerpo.



Figura 2.6: Dispositivo Óptico de rastreo sin marcadores *Kinect*.

La Figura 2.7 muestra el dispositivo de rastreo *Leap Motion* el cual no utiliza marcadores, el dispositivo permite un seguimiento de un modelo de ambas manos hasta el codo en su campo de visión, el fabricante menciona que puede obtener hasta 200 cuadros por segundo con una precisión 0.01 mm [5], éste dispositivo se ubica en el escritorio enfrente de la computadora para la interacción [36]. Éste se puso a disposición del público en el verano del 2013, y es utilizado para rastreo de gestos y posición desde el codo hasta la mano.

El dispositivo en conjunto con la aplicación, estima posiciones de objetos predefinidos tales como dedos, mano, palma, etc. en el espacio cartesiano [34].

En la Figura 2.7 b se muestran los componentes del dispositivo son: 3 emisores de luz infrarroja y 2 cámaras que detectan infrarrojos [35, 37].



a) Dispositivo óptico de rastreo *Leap Motion*, b) Componentes del dispositivo

Figura 2.7: Dispositivo Óptico de rastreo sin marcadores *Leap Motion* [5].

Considerando los diferentes instrumentos para medir el temblor se utilizó *Leap Motion*, debido a que las características que posee sugieren que es posible su uso para realizar la medición del temblor postural de fatiga en la mano.

### 2.3. Inducción a la fatiga

Para realizar un experimento para la detección de la fatiga, es necesario estar seguros de cuándo se está en dicho estado. Hay estudios donde se indica que puede ser inducida al realizar 20 repeticiones hechas lo más rápido posible (máxima velocidad) al 10% de la MVC (Fuerza Máxima de contracción voluntaria) en peso. El MVC es aquella que se produce cuando el sujeto realiza una contracción voluntaria máxima contra una resistencia y puede ser medida con un dinamómetro [31].

En el estudio [9] la fatiga se induce en cada persona mediante tres series de 60 repeticiones utilizando una carga fijada en el 50% MVC y se proporcionó un período de 60 segundos de descanso entre series.

En el estudio [28] la inducción a la fatiga se realizó mediante ejercicios de Curl de bícep levantando una mancuerna de 5 kilogramos, donde el ejercicio se llevó a cabo de forma continua durante 1 minuto 30 segundos, se registró el total de las repeticiones para el levantamiento de la pesa, los sujetos informaban a la persona encargada de supervisar la prueba cuando comenzaban a sentir fatiga, sin embargo se les solicitó continuar realizando la tarea hasta que el tiempo terminara.

## 2.4. Representación de la información

Es conveniente representar los datos con el fin de entenderlos, analizarlos y manipularlos. Debido a su característica oscilatoria, el temblor de fatiga es adecuado para el análisis espectral, el método popular de cuantificación del temblor. La idea consiste en calcular la DEP que indica la potencia de la señal a diferentes frecuencias en todo el espectro. La frecuencia dominante del temblor es evidente a partir de un pico visible en la DEP mientras que la amplitud promedio de temblor puede determinarse a partir del área bajo el pico de la banda de interés [38].

### 2.4.1. Densidad espectral de potencia (DEP)

La mayoría de los algoritmos de procesamiento de señal son para el propósito de análisis o con el propósito de extraer métricas de la señal para una aplicación específica, tal como la estimación de la amplitud del temblor. La DEP a través de la transformada de Fourier, es el tipo más común de análisis empleado, siendo está una de las herramientas fundamentales y útiles para el análisis del temblor [2, 18].

El análisis de la amplitud y frecuencia del temblor a menudo se hace a partir de espectros de potencia de los registros del temblor, el espectro en el dominio de la frecuencia nos permite ver la distribución de amplitudes para cada frecuencia de cierto fenómeno ondulatorio [39, 2].

La Figura 2.8 es un ejemplo de la forma de representación del temblor, se muestran los espectros para el temblor fisiológico durante la postura de descanso. La amplitud (aceleración), los valores de frecuencia.

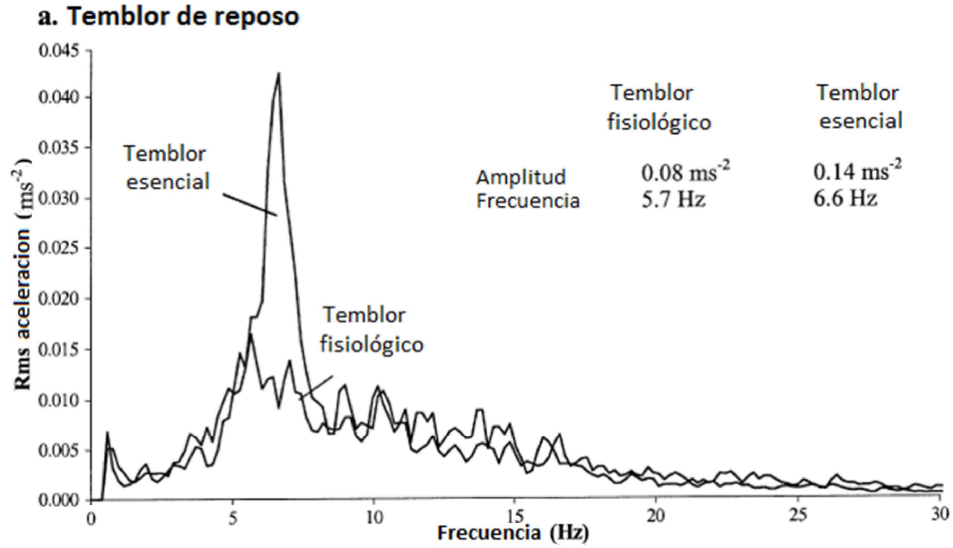


Figura 2.8: Espectros para el temblor fisiológico y temblor esencial [6].

#### 2.4.1.1. Transformada Rápida de Fourier

La transformada discreta de Fourier (DFT por sus siglas en inglés) es una representación en el dominio de la frecuencia de una función en el dominio del tiempo y viceversa. El teorema de Fourier establece que una señal periódica puede ser representada como una suma de ondas seno y coseno a diferentes frecuencias armónicas, o múltiplos enteros de la frecuencia fundamental. Esta representación, es conocida como una serie de Fourier, da lugar a la transformada de Fourier, que transforma una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia [38]. El análisis de Fourier también proporciona un espectro de potencia que da valores cuantitativos de la amplitud y la frecuencia. La DFT se obtiene con la Ecuación 2.1.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{jk n 2\pi}{N}} \quad k = 0, \dots, N - 1 \quad (2.1)$$

Donde  $N$  es el número de muestras,  $x[n]$  es la señal de prueba discreta con índice  $n$ ,  $X[k]$  es el espectro en función de la frecuencia discreta con índice  $k$  y  $e^{-\frac{jk n 2\pi}{N}}$  es la función kernel.

La FFT, permite hacer lo mismo que la DFT pero en mucho menor tiempo, necesitando

que las muestras sean potencia de dos.

#### **2.4.1.2. Ventana de tiempo para muestreo del temblor**

La duración de señales más largas permite producir estimaciones de la DEP con mayor resolución. Generalmente, la duración debe ser suficiente para incluir al menos 5-20 ciclos del componente de la frecuencia mas baja muestreada [2].

Una duración típica del temblor puede variar de 10-60 segundos. Si asumimos una frecuencia de temblores mínima esperada de 2 Hz, y deseamos seleccionar una duración de segmento de al menos 10 ciclos de la frecuencia más baja, entonces nuestra duración de segmento es de 5 segundos.

En el estudio [31] se realiza una prueba de por lo menos 90 segundos, donde se toma una ventana de tiempo de 60 segundos continuos a la mitad de la prueba.

## **2.5. Técnicas de procesamiento de señales para validación de dispositivos con respecto a la frecuencia**

Para realizar mediciones correctas sobre el fenómeno estudiado con el dispositivo seleccionado de acuerdo a las características del fabricante, es necesario conocer si cumple con las características necesarias para medir el temblor fisiológico y en qué ambientes de trabajo puede ser utilizado. La validez se refiere a qué tan bien una medida representa el valor real de la variable de interés [40]. Para poder realizar la validación del dispositivo es necesario verificar la frecuencia de muestreo continua, la evaluación de la repetitividad y exactitud de las mediciones. Para la validación en las pruebas dinámicas es necesario realizar una correlación de las mediciones obtenidas con respecto a un dispositivo ya validado.

Al realizar estas pruebas es posible comprobar si el dispositivo puede ser utilizado bajo las mismas circunstancias para la medición del temblor.

### **2.5.1. Frecuencia de muestreo**

Bajo ciertas condiciones, una señal continua puede representarse y reconstruirse por completo partiendo del conocimiento de sus valores, o muestras, en puntos igualmente espaciados

en el tiempo [41].

Si las muestras son tomadas lo suficientemente cercanas unas de otras en relación con la frecuencia más alta presente en la señal, entonces las muestras especifican inequívocamente a la señal original y es posible reconstruirla.

Cuando se muestrea una señal es necesario elegir un valor adecuado, ya que tanto el submuestreo (muestreo a una frecuencia muy baja) y el sobremuestreo (muestreo en una muy alta frecuencia) son posibles. La Figura 2.9 muestra un submuestreo de una señal, en el cual las ondas de diferentes frecuencias encajan en las mismas muestras digitalizadas (círculos) y ya no es posible distinguirlas. En este caso la frecuencia más alta será un alias en la frecuencia mas baja, a esto se le conoce como *aliasing*.

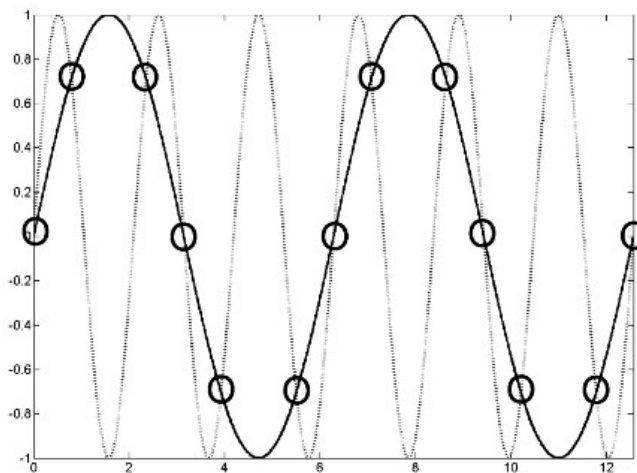


Figura 2.9: Ejemplo aliasing [7].

Cuando se muestrea una señal que cambia rápidamente, no es difícil imaginar que la información de la señal se pierde. Dependiendo de las características de la señal, el muestreo siempre provoca pérdida de información. Por lo tanto, para representar adecuadamente una señal analógica a digital, es importante utilizar una frecuencia de muestreo mínima de acuerdo al teorema de muestreo de Nyquist [7].

El teorema de muestreo de Nyquist, señala que  $f > 2Tf_{max}$  es el número de muestreos necesarios para representar una función de duración  $T$  y cuya frecuencia más alta es  $f_{max}$  [42], esto quiere decir que la frecuencia de muestreo mínima para poder reconstruir una señal



muestreada debe de ser superior al doble de rápido de la frecuencia más alta del fenómeno a estudiar. Por ejemplo si se quiere representar adecuadamente señales con frecuencias de hasta 50 Hz, al utilizar el teorema de Nyquist se tiene que  $(2 * 1 \text{ segundo}) * (50 \text{ Hz})$ , por lo tanto es necesario realizar un muestreo superior a 100 Hz.

En la Figura 2.10 se muestra un ejemplo de los diferentes tipos de muestreo donde la señal original se presenta con una línea sólida negra y tiene una frecuencia de 1,000 Hz, la línea discontinua es un muestreo a 500 Hz, la punteada a 250 Hz y la punteada con líneas a 125 Hz. De acuerdo al ejemplo se puede observar que dos puntos de muestreo por periodo son insuficientes para representar las características de la señal en el tiempo [7].

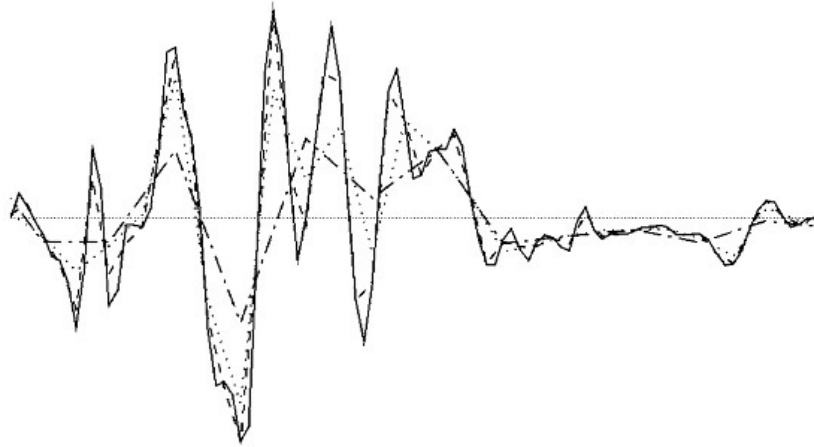


Figura 2.10: Ejemplo de diferentes frecuencias de muestreo [7].

Para equilibrar entre los requisitos mínimos del teorema de Nyquist y óptimos de muestreo par la medición del temblor, la frecuencia de muestreo recomendada debe de ser 5-10 veces mayor que la frecuencia más alta de la señal analógica, por ejemplo, si se desea obtener frecuencias de hasta 250 Hz, la frecuencia de muestreo preferentemente debe de ser entre 1,250 y 2,500 Hz [7].

### 2.5.2. Reconstrucción de una señal a partir de sus muestras

El problema fundamental del muestreo es determinar las condiciones que garantizan que las secuencias de las muestras representan inequívocamente a la señal original que se mues-

treo. Al tomar muestras de una señal se desechan un número finito de valores de la señal original, por tal motivo para un conjunto de valores muestreados en un determinado periodo en ocasiones es necesario conocer los valores a un periodo de muestreo diferente, en este tipos de casos es necesario realizar la interpolación.

La interpolación, es el ajuste de una señal continua a un conjunto de valores de muestras, este es un procedimiento comúnmente usado para reconstruir, en forma aproximada o precisa, una función a partir de sus muestras [41].

### 2.5.2.1. Interpolación *spline*

La interpolación *spline* o polinómica se basa en la sustitución de una función o una tabla de valores por un polinomio que toma dichos valores. Cuando el número de puntos aumenta, también aumenta el grado del polinomio, que se hace más oscilante (lo cual se traduce a un aumento de errores). El más utilizado en la práctica es el de orden 3 o *spline* cúbico. Tiene una forma  $P(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d$  donde se tienen cuatro variables por cada intervalo (a,b,c,d) y una nueva condición para cada punto común a dos intervalos, respecto a la segunda derivada.

La idea central es que en lugar de usar un polinomio para interpolar los datos, podemos usar segmentos de polinomios y unirlos adecuadamente para formar la interpolación. La interpolación *spline* de grado  $k$  se define de la siguiente manera [41]:

Considere  $S: [a,b] \rightarrow \mathbb{R}$  y un conjunto de nodos  $a = x_0 < x_1 < \dots < x_n = b$ ,  $k$  un número entero positivo. Una función de interpolación *spline* de grado  $k$ , es una función  $S(x)$  tal que:

- i)  $S(x) = y_i$  para todo  $i=0,1,\dots,n$ .
- ii)  $S(x)$  es un polinomio de grado  $\leq k$  en cada subintervalo  $[x_{i-1}, x_i]$ .
- iii)  $S(x)$  tiene derivada continua hasta de orden  $k-1$  en  $[x_0, x_n]$ .

Para la medición e interpretación del temblor de fatiga es necesario el uso de un dispositivo que realice un seguimiento con precisión menor a 1 cm y cuente con una frecuencia de muestreo de 5 a 10 veces mayor a 12 Hz para poder realizar un análisis del fenómeno mediante la DEP a través de la FFT.

# Capítulo 3

## Metodología

En el presente capítulo se desarrolló la metodología para medir el temblor de fatiga en la mano con el uso del dispositivo *Leap Motion*, ésta constó de las siguientes etapas:

### 1. Selección del dispositivo

- a) Se determinaron los criterios para la selección del dispositivo *Leap Motion* y sus ventajas con respecto a otros dispositivos de rastreo ópticos.
- b) Se determinó el tipo de pruebas a realizar para la evaluación del temblor de fatiga en la mano, de acuerdo al espacio de trabajo donde el dispositivo *Leap Motion* puede ser utilizado.
- c) Se obtuvieron los datos mediante el sistema de rastreo óptico *Leap Motion*.

### 2. Validación del dispositivo *Leap Motion*

- a) Se realizaron pruebas estáticas para corroborar la frecuencia de muestreo uniforme, obtener la frecuencia de muestreo y determinar en que rangos de altura existía la menor desviación estándar.

- b) Se validaron los datos obtenidos en frecuencia, mediante un análisis de coherencia entre el dispositivo *Leap Motion* y un acelerómetro.

### 3. Implementación de plataforma y prueba con usuarios

- a) Se diseñó el experimento para demostrar que existe una significancia estadística en el promedio de la banda de 8 a 12 Hz, con y sin fatiga.
- b) Se desarrolló la plataforma de pruebas y la aplicación.
- c) Se implementó el experimento.

### 4. Análisis de los datos obtenidos del experimento.

## 3.1. Selección del dispositivo

Para la adecuada medición del temblor de fatiga fue necesario seleccionar un dispositivo óptico de rastreo que contara con las siguientes características:

1. Frecuencia de muestreo de por lo menos 60 Hz, ya que conforme a lo sugerido en [2] para poder replicar una señal, es necesario que tenga una frecuencia de muestreo de 5 a 10 veces la señal más alta. Dónde la señal más alta que se deseó muestrear era de 12 Hz.
2. Precisión menor a 1 cm, ya que el temblor fisiológico exacerbado (fatiga) se conoce que tiene una amplitud menor a 1 cm.
3. Portable lo cual significó que tuviera el menor peso, volumen y pudiera trasladar sin ser compleja su instalación.
4. Tuviera el menor costo.

Se consideraron algunos modelos de cámara con los que ya se contaban en el laboratorio, así como otras cámaras comerciales para determinar cual era la mas adecuada para la medición del temblor de fatiga y cumplía con los requerimientos necesarios de acuerdo a las especificaciones técnicas del fabricante (Fps, precisión, peso). En la Tabla 3.1 se muestran los modelos comparados.




			
Nombre	<i>Leap Motion</i>	<i>Optitrack V120:Trio</i>	<i>Kinect</i>
Marca	<i>Leap Motion</i>	<i>NaturalPoint</i>	<i>Microsoft</i>
Fps	200	120	30
Precisión (milímetros)	0.01	>1	<100
Peso (gramos)	100	600	1500
Utiliza marcadores activos	No	Si	No
Precio (USD)	99	2,999	50
Tipo de prueba en la que puede ser utilizada	Postural, reposo	Postural, cinética y reposo	Postural, cinética y reposo

Tabla 3.1: Comparativo de cámaras de acuerdo a especificaciones del fabricante.

Conforme a las especificaciones técnicas de cada cámara y tomando en cuenta las características mencionadas, se selecciono la cámara *Leap Motion*, la cual también contaba con la capacidad de realizar el rastreo de las manos mediante el software proporcionado por el proveedor.

### 3.1.1. Adquisición de datos

En esta etapa se adquirieron los datos mediante el dispositivo *Leap Motion* al instalar el software del proveedor, este permitió que el controlador proporcionara datos de seguimiento mediante el uso de un servidor de WebSocket, por el puerto 6347 en el dominio local. Con este cliente cualquier aplicación puede acceder a los datos mediante el objeto Frame, en

formato de mensajes JavaScript Object Notation (JSON) el cual es un formato ligero de intercambio de datos. La Figura 3.1 muestra la comunicación entre el dispositivo *Leap Motion* y la computadora.

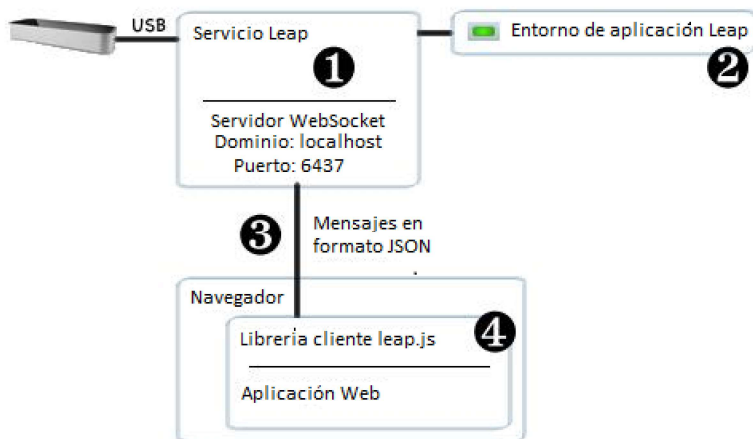


Figura 3.1: Comunicación entre *Leap Motion* y computadora.

El modelo de seguimiento de *Leap Motion* está basado en el objeto *Frame* el cual es esencialmente la raíz del modelo de datos y proporciona acceso a todas las entidades, éste contiene la lista de la mano, dedos, herramientas, gestos rastreados e imágenes. La Figura 3.2 muestra el modelo de seguimiento [5].

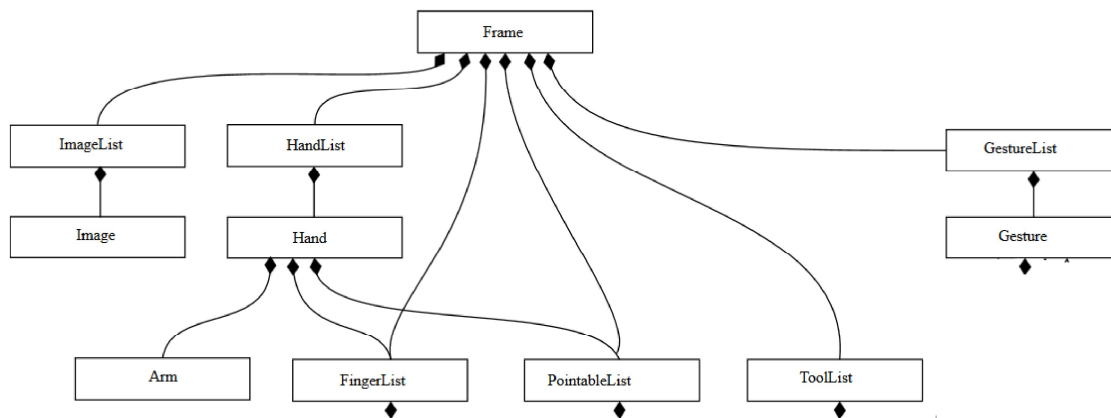


Figura 3.2: Modelo de seguimiento de *Leap Motion* basado en el objeto *Frame* [5].

Cada Frame es creado por intervalo de muestreo, esta compuesto por las siguientes 6 partes principales [5]:

- Frame: Raíz del modelo de datos y proporciona acceso a todas las entidades.
  - ImageList: Proporciona los datos del sensor y la rejilla.
  - HandList: Describe la posición y orientación de una mano, rastrea su movimiento entre cuadros y contiene la lista de los dedos asociados con esa mano.
    - Hand: Describe las características físicas de una mano detectada. Los datos de seguimiento incluyen posición, velocidad, vectores para la normal de la palma, dirección de los dedos, propiedades de una esfera ajustada a la mano, y lista de dedos adjuntos.
  - PointableList: Lista de objetos apuntables, los objetos apuntables incluyen entidades que se pueden apuntar con los dedos y herramientas.
  - ToolList: Lista de herramientas.
  - GestureList: Lista de patrones de movimiento que son utilizados como comandos.

Para el caso de este estudio se utilizo la entidad Hand, con la cual fue posible obtener la posición de la palma para la medición del temblor postural.

### 3.1.2. Modelo esquelético de la mano *Leap Motion*

El seguimiento esquelético de *Leap Motion*, estima 23 posiciones que conforman un modelo simplificado de una mano compuesta por:

- Posición para los 5 dedos de las manos, donde indica el inicio y fin de cada hueso: Metacarpiano, proximal, intermedio, distal.

- Palma.
- Muñeca.
- Estimación de la posición del brazo.

La Figura 3.3 muestra el modelo esquelético que utiliza *Leap Motion* para el seguimiento de la mano.

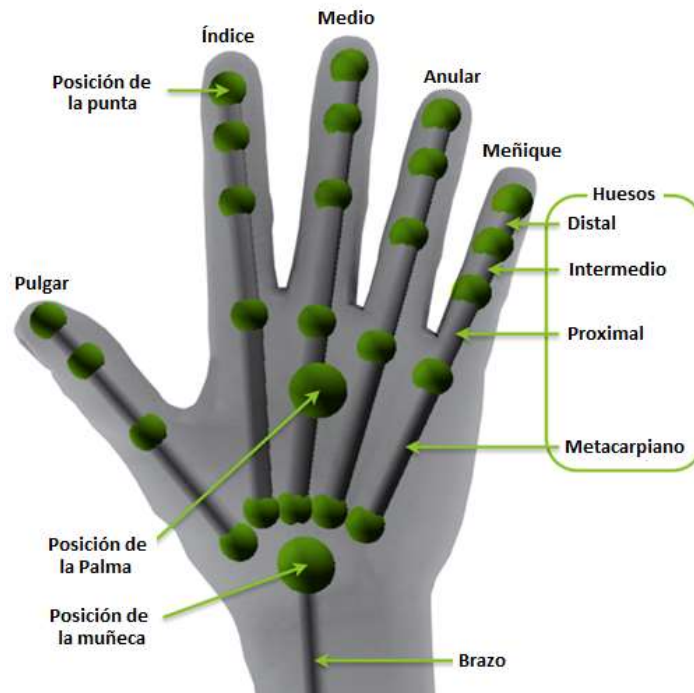


Figura 3.3: Modelo esquelético *Leap Motion* [5].

Con este modelo se proporciona información adicional sobre la posición de las manos y también mejora los datos globales de seguimiento. Las posiciones de cada uno de los elementos de la mano son dadas en milímetros para los ejes  $x$ ,  $y$  y  $z$ .

Los detalles técnicos sobre el algoritmo utilizado para el seguimiento y estimación de posiciones de la mano se desconocen debido a las restricciones de patentes y secretos comerciales.



## 3.2. Validación del dispositivo de *Leap Motion*

Para realizar las mediciones correctas sobre el fenómeno del temblor de fatiga en la mano es necesario conocer si el dispositivo *Leap Motion* puede realizar las mediciones de amplitud y frecuencia con las cuales se pueda representar el valor real del temblor fisiológico.

### 3.2.1. Pruebas Estáticas

Se realizaron 13 pruebas posicionando una mano sintética fija a diferentes alturas con un lapso de tiempo de 3 minutos por prueba. El dispositivo *Leap Motion* transmitió la posición de la palma a una computadora portátil *ASUS (Intel® Core™ i7-4700HQ, RAM 16 GB, tarjeta gráfica NVIDIA® GeForce® GTX880M)*. La Tabla 3.2 muestra las pruebas estáticas a diferentes alturas que se realizaron de la palma de la mano, en cada una se calculó la desviación estándar del total de muestras en cada eje ( $x, y$  y  $z$ ), la última columna de cada renglón se calculó la distancia euclidiana tomando en cuenta todas las muestras de la prueba y se obtuvo la desviación estándar.

Altura (cm)	Total de muestras	Desviación Estándar			
		x	y	z	Distancia Euclidiana
5	19575	0.3940	0.4244	0.6940	7.1000
6	19575	0.0930	0.1220	0.1582	5.5247
7	19585	0.3064	0.7843	2.5382	4.7937
8	19567	0.8936	0.5549	1.0223	0.5727
9	19559	0.2329	0.3857	0.4546	0.3883
10	19577	0.1359	0.0439	0.0769	0.0439
11	19574	0.1219	0.1376	0.2540	0.6274
12	19570	0.0691	0.0386	0.1425	0.3734
13	19586	0.0593	0.0458	0.1841	0.9064
14	19569	0.1520	0.0843	0.3696	0.9622
15	19574	0.1324	0.1429	0.2628	2.8184
20	19575	0.0941	0.0836	0.1504	5.4642
25	18673	0.3960	1.1211	1.1297	11.1974

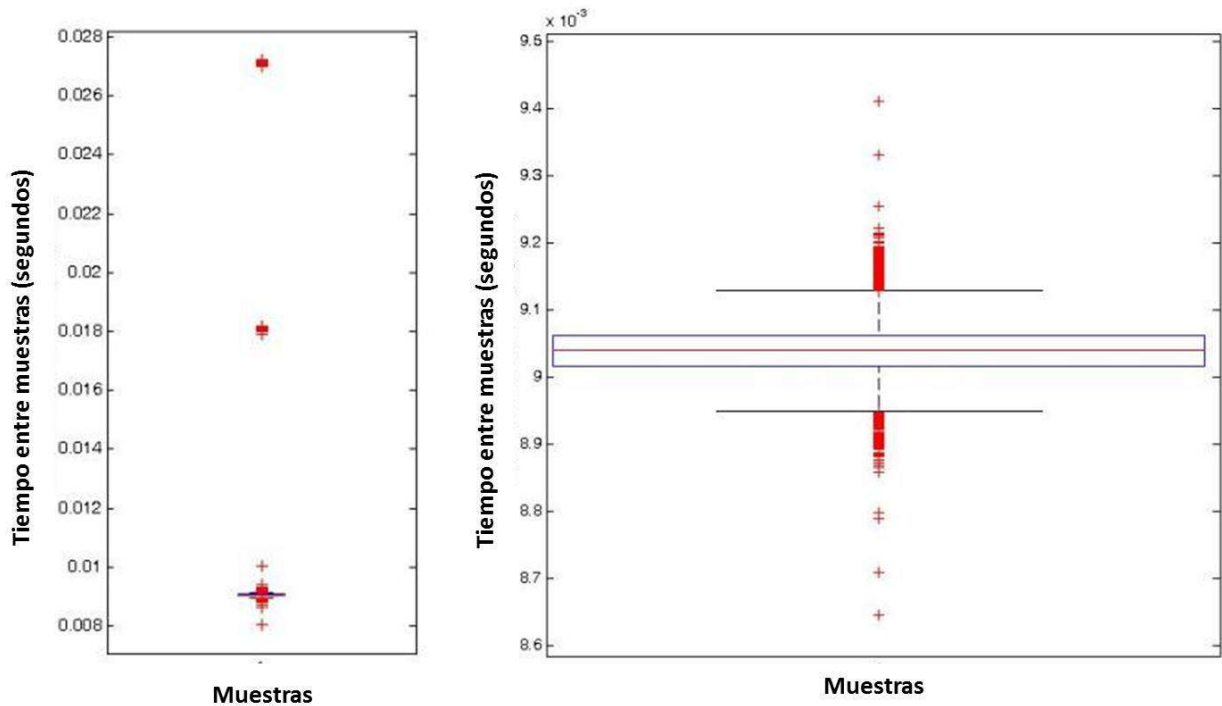
Tabla 3.2: Pruebas estáticas.

De acuerdo a los valores obtenidos en las pruebas estáticas fue posible determinar que el

dispositivo cuenta con un mejor rastreo a una altura de entre 10 y 13 centímetros para el eje  $y$ , y para la distancia euclidiana entre 9 y 12 centímetros.

Al realizar las pruebas estáticas, y conforme al estudio realizado en [34, 35] se conoce que el muestreo no es uniforme y es menor a los 200 cuadros que el fabricante especifica. Las pruebas estáticas que se realizaron indicaron que en promedio se tienen  $108 \pm 1.39$  cuadros por segundo y el tiempo de muestreo para todas las pruebas no fue uniforme.

En la Figura 3.4 se muestran los intervalos de tiempo no uniformes entre muestras de la prueba estática a 5cm, éstos valores van desde 0.00894 hasta 0.00913 segundos y existen valores atípicos.



a) Tiempo de muestreo,      b) Tiempo de muestreo en el intervalo de tiempo de 0.0086 a 0.0095

Figura 3.4: Tiempo de muestreo de la prueba estática a 5cm.

Para solucionar el problema de muestreo no uniforme se realizó una interpolación utilizando un *Spline* de tercer orden con el cual se obtuvieron estimaciones de valores a tiempo de muestreo específicos.

### 3.2.2. Pruebas Dinámicas

Para poder realizar la medición del temblor en condiciones controladas se realizó una simulación del temblor fisiológico en las frecuencias que se conoce que sucede (8-12 Hz). En el caso de las pruebas dinámicas para medir los temblores o vibraciones inducidos en una mano sintética, la mano fue excitada mecánicamente en un ancho de banda similar al del temblor fisiológico (8-12 Hz) utilizando el sistema rotatorio *Quanser srv-02 Plant* (*Quanser Inc, Canada*). Las vibraciones fueron censadas al mismo tiempo con un acelerómetro triaxial *Trigno Wireless EMG*. Finalmente, se compararon y analizaron los espectros de las señales de ambos dispositivos visualmente y con un análisis de coherencia.

El dispositivo *Leap Motion* fue colocado firmemente en un tripie para asegurarse de que no existiera movimiento del dispositivo. Mediante la plataforma *Quanser* se simuló el temblor a diferentes frecuencias y amplitudes controladas y el acelerómetro *Trigno* se colocó en el dorso de la mano. Se adquirió simultáneamente la posición de la palma utilizando el sistema *Leap Motion* y la aceleración utilizando el acelerómetro *Trigno*. El dispositivo *Leap Motion* transmitió la posición de la palma a una computadora de escritorio (*Intel® Core™ i7-4770* CPU 3.40GHz, RAM 8 GB, tarjeta gráfica *NVIDIA®*) utilizando un conjunto de librerías del fabricante del *Leap Motion* implementadas en un programa *Java*. La Figura 3.5 muestra el dispositivo *Leap Motion*, la mano sintética fija conectada a la plataforma *Quanser* y el dispositivo *Trigno* sobre la parte dorsal de la mano.

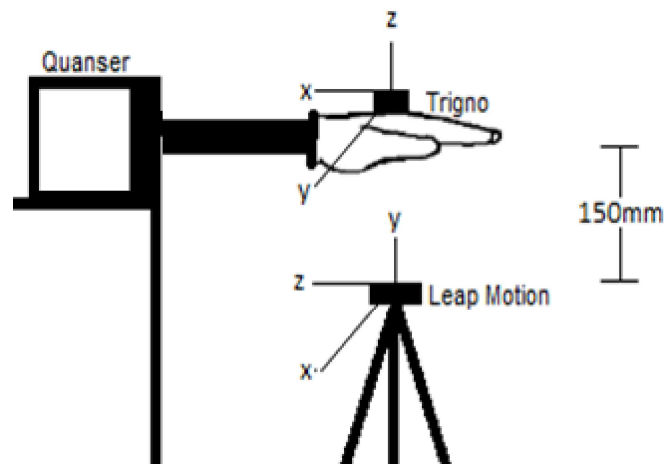


Figura 3.5: Posición del Quanser, *Leap Motion* y *Trigno* en la prueba dinámica.

Para comprobar la respuesta en frecuencia de ambos dispositivos en la banda de interés (8-12Hz) se realizaron 6 pruebas diferentes. En las primeras 5 se generaron movimientos con frecuencias fundamentales a 8Hz, 9Hz, 10Hz, 11Hz y, 12Hz, en la sexta prueba se generó una señal constituida por la suma de las 5 frecuencias antes mencionadas. Para cada prueba las señales adquiridas se procesaron siguiendo el orden del diagrama descrito en la Figura 3.6. Se adquirieron simultáneamente las señales del acelerómetro en el eje  $z$  y del *Leap Motion* la posición en el eje  $y$  durante 90 segundos.

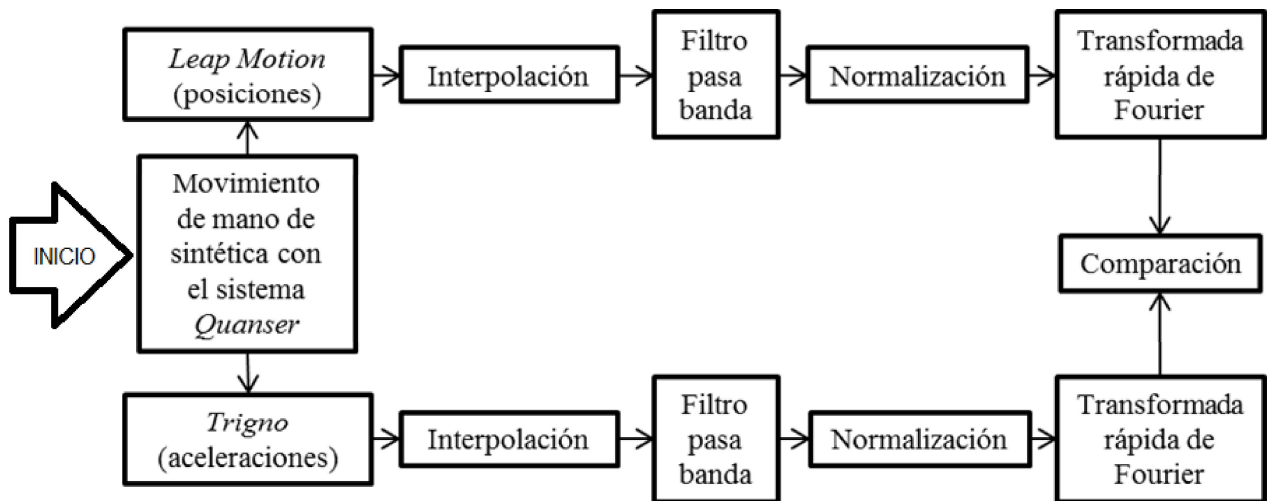


Figura 3.6: Metodología de la prueba.

El tiempo de muestreo del sistema *Trigno* es de 148 Hz y en promedio la frecuencia de muestreo de *Leap Motion* fue de 108 Hz. Se desecharon los primeros y últimos 30 segundos de cada prueba, quedando una ventana de 30 segundos de datos. En [2] se determina que una duración típica de la grabación del temblor está en un rango de 10 a 60 segundos y en [31] se realizaron las pruebas con un mínimo de 90 segundos.

La Figura 3.7 muestra un experimento donde el movimiento de la mano fue generado a 10Hz, donde la línea azul representa al *Leap Motion* y la roja el dispositivo *Trigno*, el recuadro verde encierra la ventana de tiempo de 30 segundos con la que se realizara el procesamiento posterior.

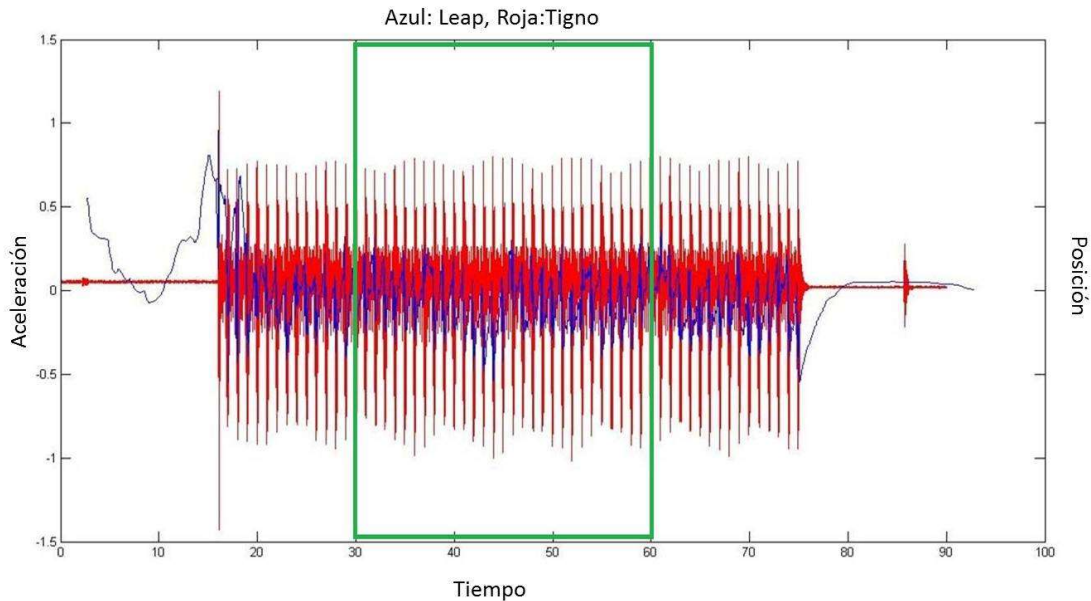


Figura 3.7: La línea roja muestra la señal adquirida por el dispositivo Trigno y la línea azul muestra la señal adquirida por el dispositivo *Leap Motion*. El cuadro verde muestra la señal que se utilizará para el procesamiento.

Cada una de las señales adquiridas fue interpolada a 50Hz a través de un *Spline* de tercer orden y filtrada con un filtro pasa banda butterworth de orden 20 con frecuencias de corte de 8 y 12Hz a 0.5dB y frecuencia de rechazo en 7 y 13 Hz a 60dB. Ambas señales filtradas se normalizaron entre 0 y 1 en base al pico máximo que alcanzaron. Se obtuvo la DEP de ambas señales utilizando la FFT. En la Figura 3.8, se muestran los espectros de la combinación de las cinco frecuencias (8, 9, 10, 11, 12 Hz) de temblor filtradas y no filtradas. La Figura 3.8 a). muestra en con color negro el espectro del dispositivo *Leap Motion* y la línea en color verde muestra el espectro del acelerómetro *Trigno*, ambas señales sin filtrar. La Figura 3.8 b). muestra las señales mencionadas aplicando el filtro pasa banda.

Se realizó una inspección visual de la respuesta en frecuencia de ambas señales para verificar si los picos en frecuencia correspondían a las frecuencias de excitación. A través de un análisis espectral en coherencia de magnitud al cuadrado por sus siglas en Inglés (*MSC*), es posible realizar una correlación de ambos espectros en función de la frecuencia. La coherencia es invariante a la escala de las señales y puede verse como una medida de predictibilidad de la

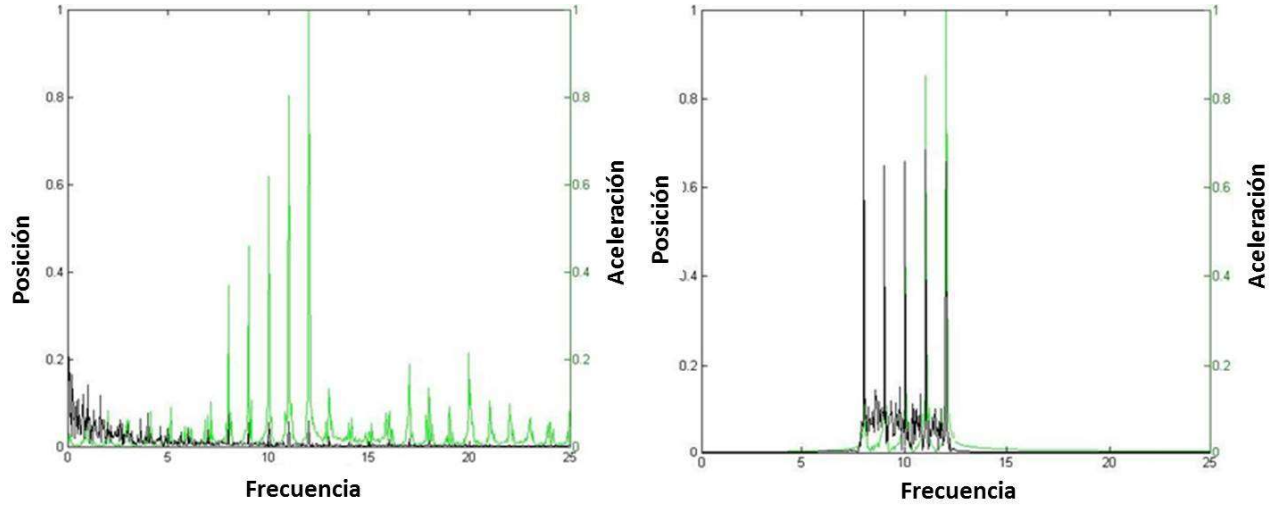


Figura 3.8: En color negro se muestra la señal del espectro del Leap Motion y en color verde la señal del espectro del acelerómetro Trigno. Con una excitación de 8, 9, 10, 11 y 12 Hz.

linealidad entre dos señales. El cálculo de la coherencia entre dos señales es medir el grado en que las dos señales son similares [43]. Sus valores van de 0 (ninguna asociación) a 1 (asociación total).

La estimación de coherencia de magnitud al cuadrado se define por la Ecuación (3.1), es una función de la frecuencia con valores entre 0 y 1 que indica lo bien que  $x$  corresponde a  $y$  en cada frecuencia. La coherencia de magnitud al cuadrado es una función de las densidades espectrales de potencia,  $P_{xx}(f)$  y  $P_{yy}(f)$ , de  $x$  e  $y$ , la densidad espectral de potencia cruzada,  $P_{xy}(f)$ , de  $x$  e  $y$  (la expresión de las armónicas que tienen en común ambas señales), y el espectro de coherencia (que indica la simetría entre las señales)

$$C_{xy}(f) = \frac{[P_{xy}(f)]^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)} \quad (3.1)$$

Para el caso de este estudio, es deseable que la coherencia entre ambas señales sea de 1 en el rango de 8 a 12 Hz, lo cual indicaría que ambos dispositivos de medición tienen la capacidad de detectar las mismas frecuencias de temblor [2].

La Figura 3.9 muestra los resultados del análisis de coherencia, cuando la mano es excitada con las 5 señales de 8, 9, 10, 11, 12 Hz. La línea muestra la coherencia entre ambas señales.

Es importante resaltar que la coherencia de las señales filtradas es mayor a 0.5 en todas las frecuencias de la gráfica. En particular, en la banda de 8 a 12 Hz, se ve incrementada principalmente en los extremos.

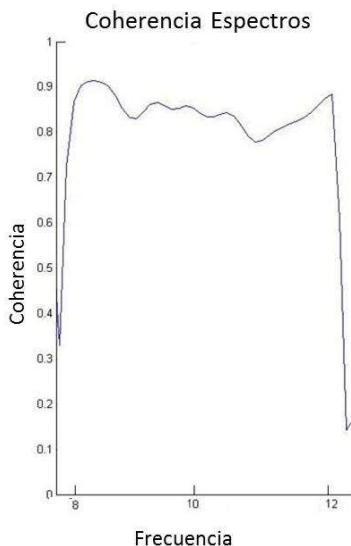


Figura 3.9: Análisis de coherencia para la excitación con 5 señales de 8, 9, 10, 11, 12 Hz.

En la Tabla 3.3 se muestran los resultados obtenidos al realizar la coherencia entre ambas señales (*Trigno* y *Leap Motion*), en la primer columna se describe la frecuencia de excitación a la cual vibró la mano sintética, en la segunda columna se muestra el valor de coherencia que se obtuvo a dicha frecuencia.

Frecuencia de Excitación (Hz)	Coherencia
8	0.6565
9	0.8059
10	0.9441
11	0.8943
12	0.8573
8, 9, 10, 11, 12	0.8531, 0.8655, 0.8545, 0.8432, 0.7813

Tabla 3.3: Resultados de análisis de coherencia

Para cada una de las 6 pruebas se pudo observar que la coherencia esta por encima de

0.6, esto indica que podría ser usado para realizar pruebas para la medición de temblores fisiológicos en forma similar a un acelerómetro.

### **3.3. Implementación de plataforma y prueba con usuarios**

Esta etapa consiste en especificar en detalle como se implementaron todos los componentes del sistema para la obtención de los datos de los usuarios.

#### **3.3.1. Escenario de pruebas**

Para poder realizar los experimentos fue necesario definir los escenario de pruebas, éste estaba delimitado por el rango de visión del sistema óptico de rastreo *Leap Motion*.

La prueba de temblor postural se seleccionó con base al alcance y características del dispositivo *Leap Motion*, ésta consiste en realizar una prueba estática con la mano extendida y los dedos separados. A continuación se presenta el requerimiento que el escenario de pruebas físico debía de cumplir:

1. Debía de permitir realizar una prueba postural, a una distancia entre la palma de la mano y el dispositivo de entre 9 y 12 cm, ya que de acuerdo a la prueba estática el dispositivo cuenta con un mejor rastreo a esa altura.

#### **3.3.2. Interfaz de Usuario**

En esta etapa se diseñó la interfaz de usuario, dónde se tomaron en cuenta algunos puntos de la heurística de Nielsen (visibilidad del estado del sistema, utilizar el lenguaje de los usuarios, diálogos estéticos y diseño minimalista) [44], con el propósito de que la aplicación fuera amigable para el usuario.

A continuación se presenta las características que se propusieron para la interfaz:

1. Permitir la creación de perfil del participante Nombre (ID) y sesión.



2. Visualización de la posición de la mano cuando esta ha sido identificada por el sistema, la cual proporcione retroalimentación al usuario.
3. Guía visual y numérica para la posición de la mano, cuando estuviera lista para iniciar la prueba.
4. Captura de datos cuando la prueba estuviera lista para ejecutarse.
5. Contador en reversa que permitiera saber cuanto duraría la prueba.
6. Al finalizar la prueba mostraría un mensaje señalando que la prueba ha finalizado.

### 3.3.2.1. Aplicación para la adquisición de datos

Mediante la integración de *Leap Motion* con *Unity* y usando el lenguaje de programación C#, se desarrolló una aplicación donde se recopiló la información espacial y temporal de las pruebas realizadas así como los datos personales de cada uno de los sujetos que realizaron la prueba, estos datos fueron almacenados en un archivo de texto plano (.txt). Los datos que identificaban cada prueba almacenada eran: Nombre (ID) y Sesión.

En la Figura 3.10 se observa la secuencia de pantallas de la aplicación. La Figura 3.10 a muestra la pantalla de inicio, donde para comenzar era necesario que la persona encargada de realizar la prueba escribiese los datos de identificación y presionará el botón “Iniciar”, al presionar el botón inmediatamente realizaba una transición a la siguiente pantalla, la cual se muestra en la Figura 3.10 b, en esta parte de la aplicación se comenzaba la captura de datos proveniente del dispositivo *Leap Motion*, donde se mostraba en pantalla el modelo en 3D de la posición de la mano, en la parte superior izquierda se marcaba el tiempo restante en forma decreciente de la prueba en segundos, a la derecha la distancia entre la palma de la mano y el dispositivo en cm, en el centro un punto verde el cual marcaba una referencia de altura a 10.5cm del dispositivo, al finalizar el periodo del tiempo de la prueba la información del sujeto se almacenaba en un archivo de texto plano que contenía número de frame, tiempo entre muestras y las 25 posiciones del modelo esquelético con sus ejes  $x, y$  y  $z$ , para su futuro procesamiento mediante el software *Matlab*, finalmente se realizaba una transición automática a la pantalla mostrada en la Figura 3.10 c) la cual indicaba el fin de la prueba,

donde el botón en la parte superior derecha cerraba la aplicación y el botón en la parte inferior derecha regresaba a la pantalla de inicio (Figura 3.10 a ).

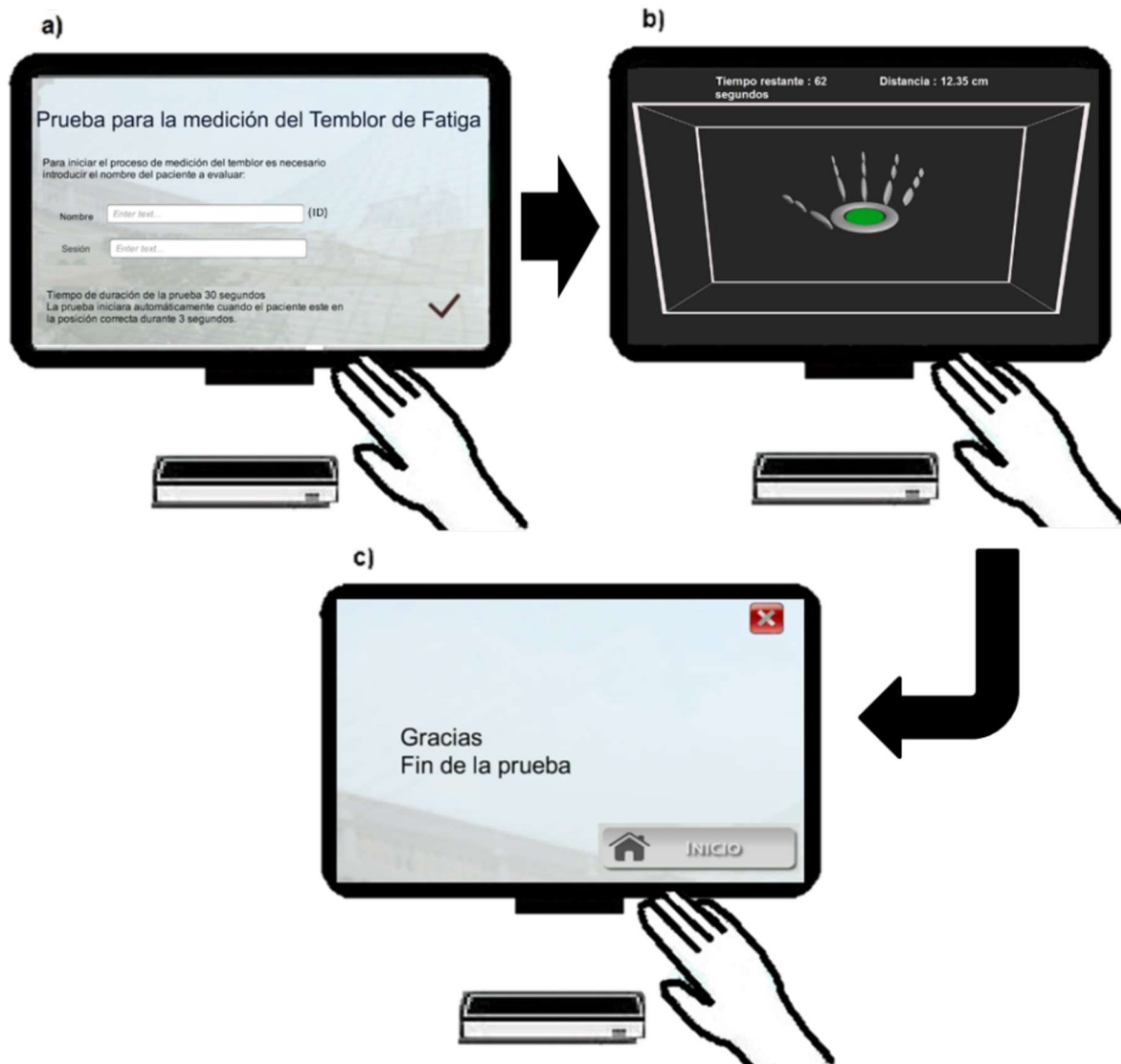


Figura 3.10: Secuencia de pantallas: a) Pantalla de inicio, b) pantalla para la adquisición de datos y c) pantalla que indica el final de la prueba.

### 3.3.3. Prueba con usuarios

El objetivo del experimento fue validar si el dispositivo *Leap Motion* es capaz de detec-

tar de forma significativa las variaciones del temblor postural de fatiga en la mano de una población de jóvenes sanos.

### **3.3.3.1. Criterios de inclusión**

Para este experimento fue necesario la elección de los participantes y se consideraron los siguientes criterios.

- Criterios de inclusión.

- Edad entre 18 y 30 años (jóvenes) [2, 9].
- Sujetos sanos [22, 9].

- Criterios de exclusión

- Participantes con trastornos neurológicos [2, 22].
- Participantes que consumieron alcohol por lo menos 12 horas antes de la prueba [9].
- Participantes que consumieron café por lo menos 2 horas antes de la prueba [31].
- Participantes que consumen drogas [2].
- Participantes diabéticos [2].

- Criterios de eliminación

- Aquellas pruebas en las cuales el participante elimine la autorización previa.
- Aquellas pruebas en donde los archivos tengan errores en adquisición de datos.

- Pruebas en las cuales más de 2 frames continuos tengan valores nulos para la posición de la palma de la manos.
- Aquellas pruebas donde mas del 95% de los datos de las posiciones obtenidas durante los 30 segundos continuos (del segundo 30 al 60) no estuvieron dentro del limite de 9- 12cm.

### 3.3.3.2. Método

Se analizaron la fatiga y no fatiga de 62 participantes sanos estudiantes de la Universidad Tecnológica del Valle de Toluca (UTVT) de la carrera de Técnico Superior en Mantenimiento Industrial, con edades entre  $19.58 \pm 1.44$  años, peso promedio de  $68.75 \pm 12.23$  kg y altura promedio  $1.69 \pm 0.08$  m. El operador del sistema fue un miembro del equipo de desarrollo con conocimiento de la metodología de la prueba.

### 3.3.3.3. Procedimiento

Las pruebas se realizaron de forma individual en la mano dominante. Para cada participante se realizó la prueba del temblor postural de la mano antes de la inducción a la fatiga durante 90 segundos, manteniendo una distancia de 9 a 12 cm entre la palma de la mano y el dispositivo *Leap Motion*, posteriormente se midió la MVC con un dinamómetro digital *DS2-110 Imada*, a continuación se indujo a la fatiga mediante una serie de ejercicios de extensión/flexión de gama completa del codo usando una mancuerna del 20% del valor más alto de la MVC, a un ritmo de 20 repeticiones por minuto controladas con un metrónomo realizando un mínimo de 30 repeticiones o hasta sentir la sensación de cansancio, al finalizar las repeticiones se realizo nuevamente la medición del temblor postural durante 90 segundos manteniendo una distancia de 9 a 12 cm entre la palma de la mano y el dispositivo *Leap Motion*. La Figura 3.6 muestra la metodología de la prueba.

Al inicio del experimento, cada participante fue informado de la metodología de la prueba, el anonimato de la misma y posteriormente se le dio una carta de consentimiento y un cuestionario, mostrados en el Apéndice A.

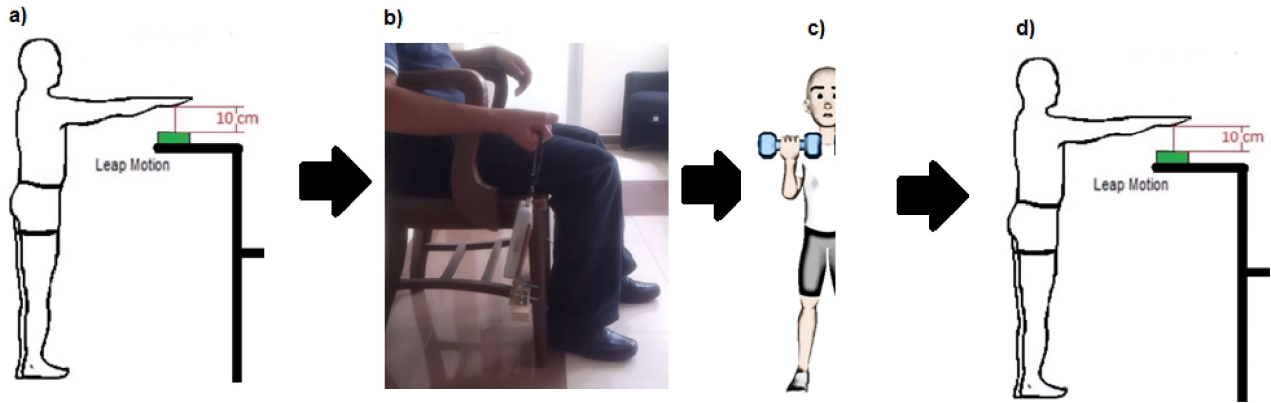


Figura 3.11: Metodología para prueba de fatiga.

a) Medición del temblor postural de la mano dominante, b) Medición de la MVC, c) Inducción a la fatiga, d) Medición del temblor postural de la mano después de la fatiga

### 3.4. Análisis de los datos

Para poder realizar un análisis del temblor postural antes y después de la fatiga con sujetos sanos se realizaron un total de 62 pruebas.

De las 62 pruebas realizadas solo 14 fueron válidas ya que 48 pruebas cumplieron con los requisitos de eliminación. A continuación se muestra una tabla en donde se describe los criterios de eliminación que cumplieron las pruebas no válidas.

Criterios de eliminación	Número de Pruebas
Pruebas en las cuales el participante eliminó la autorización previa.	0
Pruebas en donde los archivos tuvieron errores en adquisición de datos.	10
Pruebas donde mas del 95% de los datos obtenidos durante 30 segundos continuos (del segundo 30 al 60), no estuvieron dentro del límite de 9- 12cm.	38

Tabla 3.4: Pruebas no válidas

Para cada uno de los participantes se tenían 2 pruebas (no fatiga y fatiga) de los datos

de la palma de la mano, en cada una de las pruebas se desecharon los primeros y últimos 30 segundos, dejando 30 segundos continuos de prueba, posteriormente se realizó el siguiente procedimiento de análisis, el cual esta basado en la metodología descrita en [1], tesis donde se realizó el estudio del temblor de reposo Parkinsoniano para un dedo. La Figura 3.12 muestra los pasos que se siguieron para el análisis de los datos.

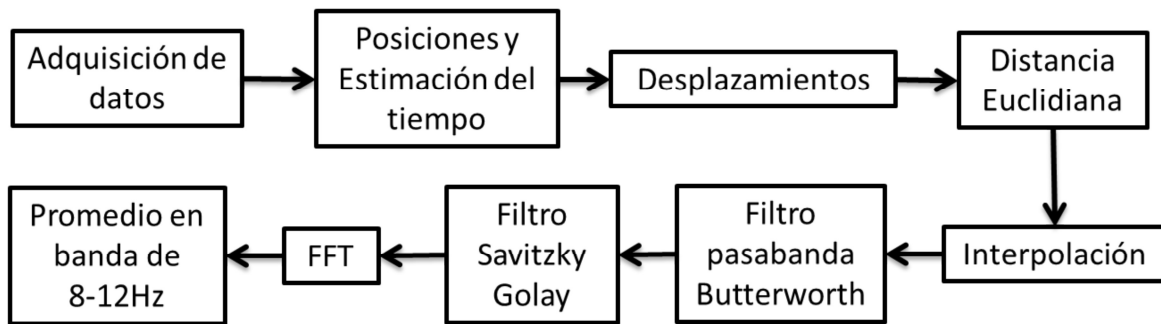


Figura 3.12: Pasos para el análisis de datos.

El dispositivo *Leap Motion* provee coordenadas tridimensionales de la posición de la mano y el tiempo entre frames. Para realizar una secuencia del tiempo se le asignó al primer frame un tiempo de cero y se realizo la estimación del nuevo tiempo asociado a la posición donde al tiempo actual se le sumaba el anterior.

$$\Delta Tiempo_n = t_n + t_{n-1} \quad (3.2)$$

Dónde:

- $Tiempo_0$  : Tiempo para el primer frame = 0
- $n$  : Número de frame
- $t_{n+1}$  : Tiempo asociado al frame  $n + 1$
- $Tiempo_n$  : Nuevo tiempo asociado a la *posicion\_n*

Para el análisis de los datos se calcularon los desplazamientos de la posición (variación de la posición entre un frame y su anterior) para cada eje y se creo un nuevo tiempo asociado al desplazamiento.

$$\Delta P_n = P_{n+1} - P_n \quad (3.3)$$

$$T_n = t_{n+1} \quad (3.4)$$

Dónde:

- $n$  : Número de frame
- $p$  : coordenada asociada al frame  $n$
- $t_{n+1}$  : Tiempo asociado al frame  $n + 1$
- $T_n$  : Nuevo tiempo asociado a la  $P_n$

Posteriormente se calculó la distancia euclidiana entre los 3 ejes para cada muestra, con el fin de calcular los desplazamientos.

$$d_n = \sqrt{x_n^2 + y_n^2 + z_n^2} \quad (3.5)$$

$$D_n = d_{n+1} - d_n \quad (3.6)$$

$$T_n = t_{n+1} \quad (3.7)$$

Dónde:

- $n$  : Número de frame
- $d_n$  : Distancia euclidiana
- $(x_n, y_n, z_n)$  : Posiciones de coordenadas asociadas con el frame  $n$
- $d_{n+1}$  : Distancia Euclidiana asociada con el frame  $n + 1$
- $t_{n+1}$  : Tiempo asociado con el frame  $n + 1$
- $T_n$  : Nuevo tiempo asociado a la  $D_n$
- $D_n$  : Nueva distancia Euclidiana asociada con frame  $n$

La Figura 3.13 muestra los datos de la prueba 3 durante 30 segundos. A la izquierda se muestran las posiciones de de la mano en cada instante del tiempo para cada uno de los ejes en diferente color ( $x$  en rojo,  $y$  en verde y  $z$  en azul), a la derecha se muestra los

desplazamientos calculados para cada eje ( $x$  en rojo,  $y$  en verde y  $z$  en azul) y al pie de la imagen se encuentra la distancia euclidiana de cada una de las muestras.

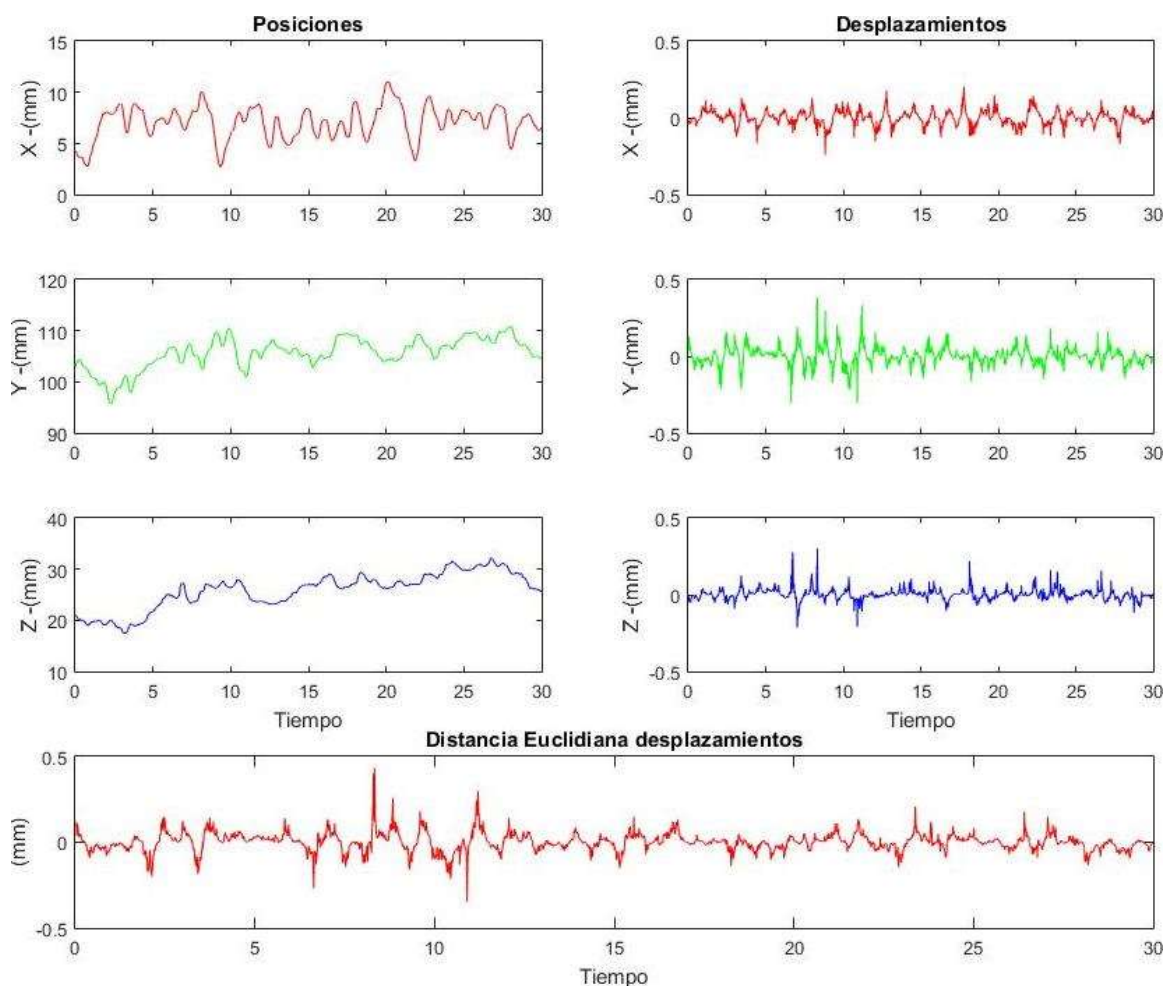


Figura 3.13: Posiciones, desplazamientos y distancia euclidiana de la prueba 3 (no fatiga).

El dispositivo *Leap Motion* no cuenta con un muestreo uniforme es decir es inconsistente, por tal motivo se realizó la interpolación *Spline* de tercer orden, a 50 Hz.

Se utilizó un filtro de 4to Orden pasa banda Butterworth con una frecuencia de corte de 2.5 a 20 Hz, con el cual fué posible eliminar frecuencias que no son de interés como los factores fisiológicos a bajas frecuencias y raramente el temblor se encuentra en frecuencias superiores a los 20Hz.



Se aplicó un filtro Savitzky Golay de 4to orden, con un tamaño de muestra de 11 puntos, para obtener la aceleración suavizada de los desplazamientos. Esto permitió una aproximación en el cambio de magnitud a aceleración removiendo frecuencias altas y ruido que se amplificó en la doble diferenciación. En la Figura 3.14 la línea de color azul muestra la señal aplicando la primera y segunda derivada sin filtro y la línea de color naranja muestra la señal aplicando la primera y segunda derivada utilizando el filtro Savitsky-Golay.

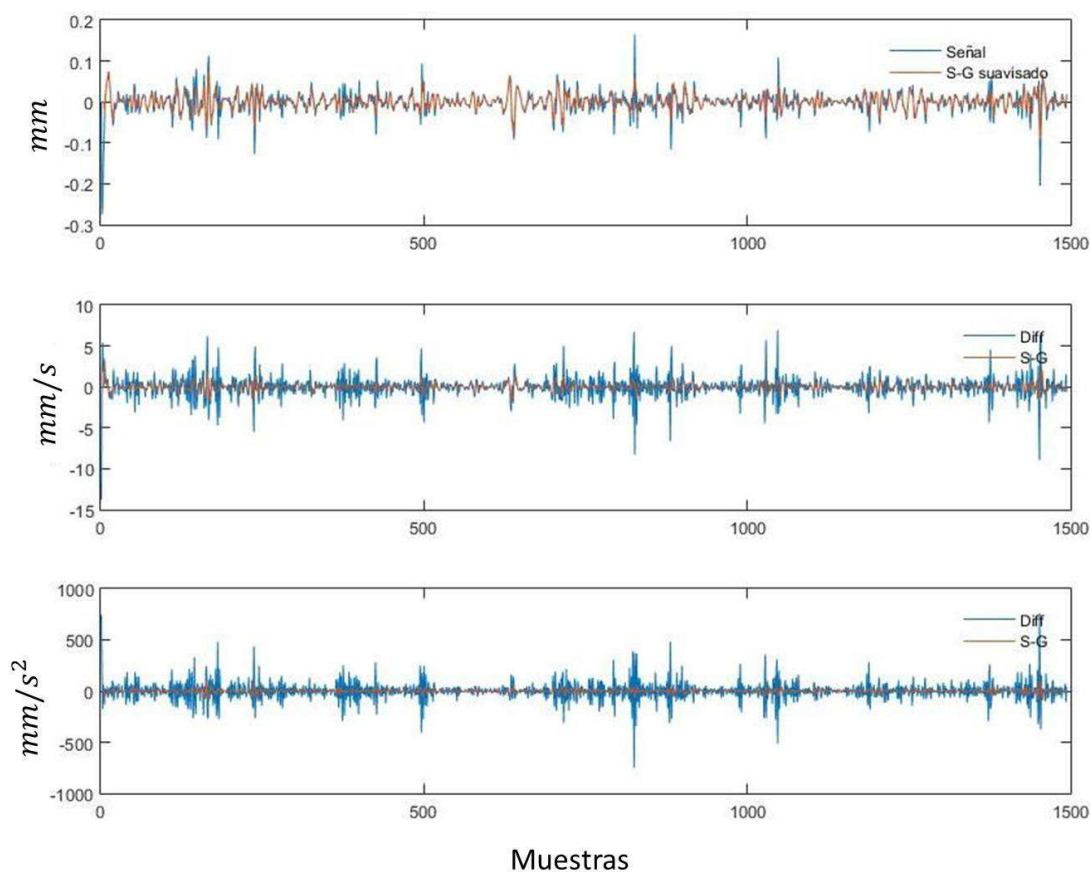


Figura 3.14: Uso del filtro Savitsky-Golay.

Se muestra un comparativo entre realizar las derivadas sin usar el filtro (línea azul) y usando el filtro Savitzky Golay (línea naranja).

Posteriormente se utilizó la FFT para poder obtener la DEP y así realizar los promedio en la banda de 8-12Hz para cada una de las pruebas (no fatiga y fatiga), con la finalidad de comprobar si existía una mayor amplitud para la prueba de fatiga, también se realizó una

prueba de hipótesis t-student para medias de dos muestras emparejadas, tomando en cuenta un nivel de significancia de 0.05, con la finalidad de determinar si existía una diferencia estadísticamente significativa entre las medias de las muestras.

# Capítulo 4

## Resultados, Conclusiones y Trabajo Futuro

### 4.1. Resultados

En el presente capítulo se describen el desempeño del dispositivo *Leap Motion* para la detección del temblor de fatiga en la mano. En esta etapa se procesó la información utilizando *Matlab*, de los datos obtenidos en la aplicación de los usuarios, para obtener resultados cuantitativos sobre el temblor de cada sujeto de estudio.

El promedio de edad de los 14 participantes que cumplieron con los criterios de inclusión fue de  $19.81 \pm 1.51$  años, peso promedio de  $70 \pm 9.56$ kg y altura promedio  $1.70 \pm 0.06$  m, de los cuales fueron 11 hombres y 3 mujeres.

En la Figura 4.1 se aprecia el análisis de los promedios en el ancho de banda de 8-12Hz, donde la línea de color azul muestra el promedio para la no fatiga y la línea de color rojo el promedio para la fatiga. Estos datos corresponden a la Tabla 4.1.

Para los valores de la DEP obtenidas mediante la FFT (No fatigado y Fatigado), se observó que 13 de las 14 pruebas mostraron un aumento del promedio en la banda de interés después de la inducción de la fatiga.

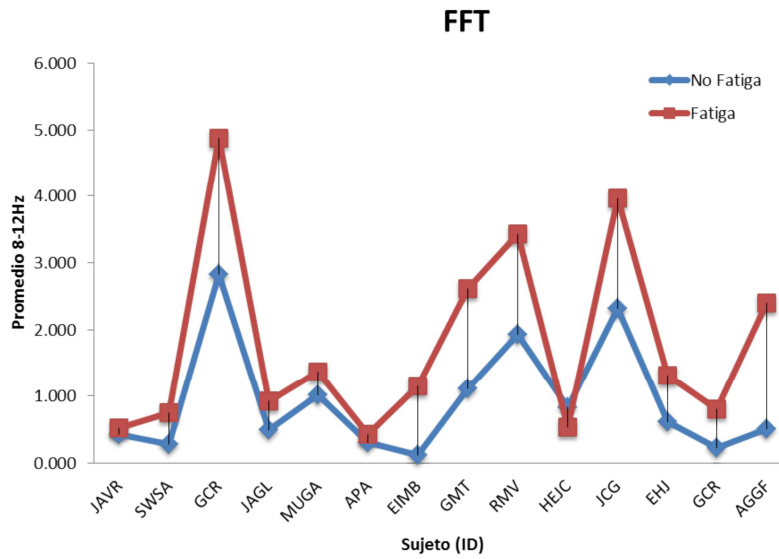


Figura 4.1: Promedios de cada una de las pruebas

ID	FFT		
	No fatigado	Fatigado	Promedio mayor en fatiga
JAVR	0.4334	0.5281	✓
SWSA	0.2845	0.7532	✓
GCR	2.8275	4.8794	✓
JAGL	0.5018	0.9219	✓
MUGA	1.0167	1.3724	✓
APA	0.3046	0.4240	✓
EIMB	0.1226	1.1579	✓
GMT	1.1078	2.6067	✓
RMV	1.9298	3.4316	✓
HEJC	0.8280	0.5420	X
JCG	2.3116	3.9654	✓
EHJ	0.6212	1.3169	✓
GCR	0.2332	0.8011	✓
AGGF	0.5066	2.4010	✓
Promedio	0.9307	1.7930	
Varianza	0.7083	2.0486	
Desviación estándar	0.8416	1.4313	

Tabla 4.1: Promedio de frecuencias de 8-12 Hz

La Figura 4.2 muestra los diagramas de caja de los promedios de 8-12 Hz de fatiga y no fatiga, se puede observar que la no fatiga muestra una menor dispersión en comparación con los promedios de la fatiga.

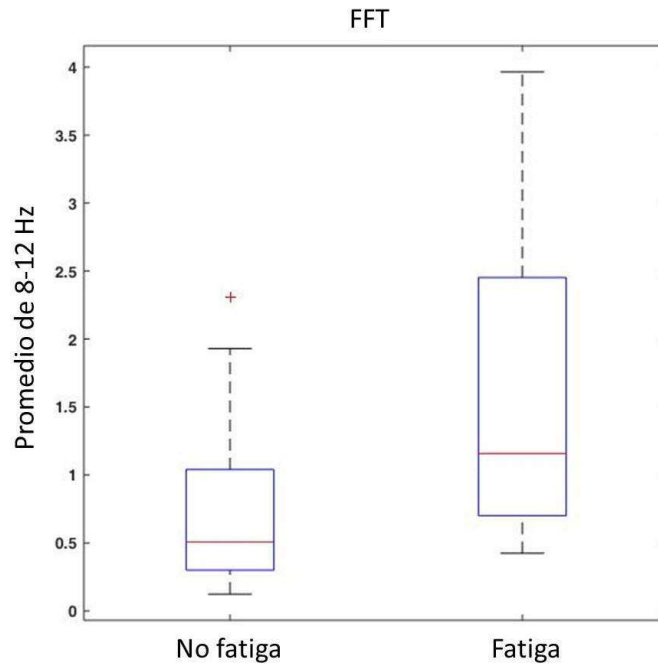


Figura 4.2: Diagramas de cajas de los promedios de 8-12 Hz de no fatiga y fatiga.

A los datos obtenidos de los promedios de la frecuencia se les realizó un análisis estadístico mediante una prueba de hipótesis t-student para la diferencia entre medias de dos muestras emparejadas. Éste tipo de análisis puede ser utilizado cuando mismos individuos son examinados antes y después de recibir algún tratamiento [45], es posible asumir que existe una diferencia estadísticamente significativa si la media de las diferencias entre dos muestras pareadas es menor del 5%.

El análisis se realizó con un nivel de significancia del 0.05 obteniendo un valor de  $p=0.00078$ .

## 4.2. Conclusiones

A continuación se puntualizan las conclusiones derivadas de esta tesis.

- En esta tesis se desarrolló una metodología para la medición de fatiga en la mano empleando el sistema de rastreo óptico *Leap Motion*, como se muestra en el *Capítulo 3*. La cual podría ser usada por cualquier persona ya que es un sistema portátil, de bajo costo y no es necesario recibir capacitación técnica especializada.
- Se propuso la inducción a la fatiga al 20% de la MVC hasta sentir la sensación de cansancio o mínimo 30 repeticiones, ya que en pruebas anteriores se detectó que el dispositivo *Leap Motion* no tiene la misma sensibilidad que un acelerómetro y las metodologías de la inducción de la fatiga no proporcionaban de forma significativa una diferencia entre las muestras.
- Al realizar la interpretación de la señal para la obtención de DEP utilizando la técnica de la FFT, en 13 de las 14 las pruebas fue posible ver un aumento en la banda de interés (8-12 Hz), lo cual sugiere y de acuerdo al estado de arte [46] que al existir un aumento en esa banda es posible detectar el temblor de fatiga en una muestra.
- Se realizó un análisis estadístico mediante una prueba de hipótesis t-student para la diferencia entre medias de dos muestras emparejadas, tomando en cuenta un nivel de significancia de 0.05. Al realizar ésta prueba se obtuvieron valores de  $p=0.00078$ , con lo cual se pudo determinar que existe una diferencia entre las medias de las 2 muestras, permitiéndonos distinguir entre fatiga y no fatiga.
- Se concluye que el dispositivo *Leap Motion* puede identificar en una población con las siguientes características:  $19.81 \pm 1.51$  años, peso promedio de  $70 \pm 9.56$ kg y altura promedio  $1.70 \pm 0.06$  m de forma significativa las variaciones del temblor postural en la mano, siempre y cuando cumpla con las condiciones de inclusión sobre todo al mantener la postura entre 9-12cm.

### 4.3. Trabajo futuro

Al concluir la presente tesis se visualizaron diversas actividades y mejoras como trabajo futuro, de los cuales los siguientes puntos son los que más se distinguen:

- Se requiere realizar una mejora a la aplicación mencionada en la Sección 3.3.2.1, donde las guías visuales permitan asegurar que el usuario mantendrá la postura entre 9-12 cm para el 95% de los 30 segundos intermedios de la prueba. Se recomienda eliminar el punto verde y agregar guías visuales mas puntuales, como el cambio de color de la mano cuando salga de los rangos de la postura o una guía auditiva.
- Es recomendable realizar otra fase de pruebas con usuarios donde se mida la fatiga antes y después usando un dinamómetro, con esto se podría obtener una correlación entre el valor de la MVC y la fatiga detectada con el dispositivo *Leap Motion*.
- Se recomienda investigar otros descriptores del temblor tales como: dispersión de la frecuencia, frecuencia pico, entre otros mencionados en [1] los cuales pudieran mejorar la exactitud sobre la clasificación entre fatiga y no fatiga.

# Apéndice A

## Carta de consentimiento

Carta de Consentimiento informado empleada en la colecta de pruebas, ésta fue proporcionada a cada uno de los sujetos de prueba para que fuera leída y contestada. En ésta carta se detallaron los objetivos de la prueba, el procedimiento, riesgos potenciales, confidencialidad, participación voluntaria, retiro y un cuestionario.



PROYECTO: DETECCIÓN DE FATIGA MUSCULAR

FI - UAEM Dinámica de sistemas y control

ID: \_\_\_\_\_

Investigadores: \_\_\_\_\_

### Carta de consentimiento informado

**OBJETIVO.** Se ha solicitado su participación en este estudio de investigación que tiene como propósito obtener valores típicos de temblor postural de la mano, antes y después de la inducción de fatiga muscular.

**PROCEDIMIENTOS.** Si usted acepta participar en el estudio, se realizará la medición del temblor postural de la mano dominante antes de la fatiga durante 90 segundos manteniendo



la posición de la mano entre 9 y 12 cm del dispositivo, posteriormente se medirá su Máxima Fuerza de Contracción Voluntaria (MVC) de la mano utilizando el dinamómetro digital *DS2-110 Imada®*, a continuación se inducirá a la fatiga mediante una serie de ejercicios de extensión/flexión de gama completa del codo usando una mancuerna del 20% del valor más alto del MVC a un ritmo de 20 repeticiones por minuto controladas con un metrónomo. Es necesario realizar un mínimo de 30 repeticiones o hasta sentir la sensación de cansancio. Al finalizar las repeticiones, de nuevo se realizará la medición del temblor postural durante 90 segundos manteniendo la posición de la mano entre 9 y 12 cm del dispositivo.

**RIESGOS POTENCIALES.** Los riesgos potenciales que implican su participación en este estudio son mínimos. El participar en la prueba podría causarle molestias de cansancio, sin embargo si decide retirarse, está en todo su derecho de hacerlo en cualquier momento.

**CONFIDENCIALIDAD.** Toda la información que usted nos proporcione para el estudio será de carácter confidencial. Utilizada únicamente por el equipo de investigación del proyecto y no estará disponible para ningún otro propósito. Usted quedará identificado(a) con un identificador y no con su nombre. Los resultados de este estudio podrían ser publicados con fines científicos, pero se presentarán de tal manera que usted no podrá ser identificado(a).

**PARTICIPACION VOLUNTARIA Y RETIRO.** Su participación en el estudio es totalmente voluntaria. Usted es libre de elegir si participa o no en el estudio, en el entendido de que no habrá ninguna represalia si se decide no participar. Del mismo modo, en el momento que lo decida, puede retirarse de la investigación, únicamente deberá notificar al investigador sobre su decisión.

Antes de tomar su decisión, aclare cualquier duda que tenga respecto al estudio.



## PROYECTO: DETECCIÓN DE FATIGA MUSCULAR

FI - UAEM Dinámica de sistemas y control

ID: \_\_\_\_\_

Investigadores: \_\_\_\_\_

Al firmar esta carta, estoy de acuerdo en que:

1. Leí o me leyeron en su totalidad y me explicaron esta forma de consentimiento informado y sobre el proyecto de investigación.
2. Tuve la oportunidad de preguntar a una persona a cargo de la investigación y recibí respuestas satisfactorias.
3. Tengo en mi poder una copia firmada de la forma de consentimiento informado.
4. Se me preguntó a cerca de mi participación en esta investigación y entiendo los riesgos y beneficios; por ello doy libremente mi consentimiento para participar en el proyecto de investigación que se contiene en esta forma, bajo las condiciones que se indican.
5. Entiendo que puedo rehusarme o retirarme de la investigación en cualquier momento y sin represalias.

\_\_\_\_\_  
Nombre y Firma

\_\_\_\_\_  
Fecha (Día/Mes/Año)

### Cuestionario:

Edad: \_\_\_\_\_ Peso: \_\_\_\_\_

Estatura: \_\_\_\_\_ Sexo: \_\_\_\_\_

1. ¿Usted es diestro, zurdo o ambidiestro? \_\_\_\_\_
2. ¿Toma café? \_\_\_\_\_ ¿Cuántas tazas (250 ml) consume a la semana? \_\_\_\_\_  
¿A qué hora tomó su última taza de café? \_\_\_\_\_
3. ¿Toma alcohol? \_\_\_\_\_ ¿Cuántos vasos (250 ml) consume a la semana? \_\_\_\_\_  
¿A qué hora consumió su última bebida alcohólica? \_\_\_\_\_
4. ¿Consume drogas? \_\_\_\_\_ ¿Cuántas veces por semana? \_\_\_\_\_
5. ¿Usted fuma? \_\_\_\_\_ ¿Cuántos cigarros al día consume? \_\_\_\_\_  
¿A qué hora fumó su último cigarro? \_\_\_\_\_
6. ¿Realiza ejercicio? \_\_\_\_\_ ¿Cuántas horas a la semana? \_\_\_\_\_
7. ¿Padece algún trastorno Neurológico (p. ej. Parkinson, distonía, etc.)? \_\_\_\_\_
8. ¿Presenta dolor en el hombro, brazo o mano? \_\_\_\_\_
9. ¿A tenido una cirugía reciente (6 meses) en el hombro, brazo o mano? \_\_\_\_\_
10. ¿Es diabético? \_\_\_\_\_
11. ¿Toma algún medicamento? \_\_\_\_\_
12. ¿Padece algún trastorno de sueño? \_\_\_\_\_ ¿Cuántas horas duerme al día en promedio? \_\_\_\_\_

**Llenar por el evaluador**

ID: \_\_\_\_\_ MVC: \_\_\_\_\_ Newton Nro. de repeticiones: \_\_\_\_\_

# Bibliografía

- [1] M. J. Johnson, *Detection of parkinson disease rest tremor*. PhD thesis, Washington University, August 2014.
- [2] G. Grimaldi and M. Manto, *Mechanisms and emerging therapies in tremor disorders*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [3] F. Zengin, O. Urhan, M. K. Güllü, and P. Iseri, “Qualitative measurement of tremor intensity using a three axis accelerometer based device,” in *2012 20th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, pp. 1–4, April 2012.
- [4] OptiTrack. url <http://www.optitrack.com/products/motive/>. Accedido 24-05-2015.
- [5] L. Motion. url <https://www.leapmotion.com/>. Accedido 04-05-2015.
- [6] H. Wharrad and D. Jefferson, “Distinguishing between physiological and essential tremor using discriminant and cluster analyses of parameters derived from the frequency spectrum,” *Human Movement Science*, vol. 19, no. 3, pp. 319 – 339, 2000.
- [7] N. Maurits, *From Neurology to Methodology and Back*, vol. 1. New York: Springer, 2012.
- [8] D. J. Bishop, “Fatigue during intermittent-sprint exercise,” *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, vol. 39, no. 9, pp. 836–841, 2012.
- [9] S. Morrison and J. Sosnoff, “The impact of localized fatigue on contralateral tremor and muscle activity is exacerbated by standing posture,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, no. 6, pp. 1211 – 1218, 2010.
- [10] M. R. Al-Mulla, F. Sepulveda, and M. Colley, “A review of non-invasive techniques to detect and predict localised muscle fatigue,” *Sensors*, vol. 11, no. 4, pp. 3545–3594, 2011.
- [11] A. O. Andrade, A. A. Pereira, E. L. M. Naves, and A. B. Soares, *Practical Applications in Biomedical Engineering*. INTECH, 2013.

- [12] F. Widjaja, C. Shee, W. Latt, W. Au, P. Poignet, and W. Ang, “Kalman filtering of accelerometer and electromyography (emg) data in pathological tremor sensing system,” in *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pp. 3250–3255, May 2008.
- [13] E. D. Louis and J. J. Ferreira, “How common is the most common adult movement disorder? update on the worldwide prevalence of essential tremor,” *Movement Disorders*, vol. 25, no. 5, pp. 534–541, 2010.
- [14] C. W. Licille Daniels, *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. Missouri: Saunders Elsevier, 8 ed., 2007.
- [15] S. de Salud, *Diagnostico y tratamiento de la Enfermedad de Parkinson inicial y avanzada en el tercer nivel de atención*, vol. 1. México: Secretaria de Salud, 2010.
- [16] M. Engin, S. Demirağ, E. Z. Engin, and G. “The classification of human tremor signals using artificial neural network,” *Expert Systems with Applications*, vol. 33, no. 3, pp. 754 – 761, 2007.
- [17] R. A. Leach, *The chiropractic theories: A textbook of scientific research*, vol. 4. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- [18] A. Bartolić, M. Šantić, and S. Ribarič, “Automated tremor amplitude and frequency determination from power spectra,” *Comput. Methods Prog. Biomed.*, vol. 94, pp. 77–87, Apr. 2009.
- [19] P. D. Welch, “The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms,” *Audio and Electroacoustics, IEEE Transactions on*, vol. 15, pp. 70–73, Jun 1967.
- [20] M. Z. C. Hassan, P. I. Khalid, N. A. Kamaruddin, N. A. Ishak, and M. Harun, “Derivation of simple muscle fatigue index for biceps muscle based on surface electromyography temporal characteristics,” in *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), 2014 IEEE Conference on*, pp. 662–666, Dec 2014.
- [21] B. Sesbo “Muscular fatigue,” *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, vol. 49, no. 6, pp. 348 – 354, 2006.
- [22] G. Deuschl, P. Bain, and M. Brin, “Consensus statement of the movement disorder society on tremor,” *Movement Disorders*, vol. 13, no. S3, pp. 2–23, 1998.
- [23] R. J. Elble, “Tremor: Clinical features, pathophysiology, and treatment,” *Neurologic Clinics*, vol. 27, no. 3, pp. 679 – 695, 2009. Movement Disorders.

- [24] G. Grimaldi and M. Manto, “Neurological tremor: Sensors, signal processing and emerging applications,” *Sensors*, vol. 10, no. 2, pp. 1399–1422, 2010.
- [25] I. Cathers, N. O’Dwyer, and P. Neilson, “Entrainment to extinction of physiological tremor by spindle afferent input,” *Experimental Brain Research*, vol. 171, no. 2, pp. 194–203, 2006.
- [26] F. B. Pareja, J. Porta-Etessam, and J. D. Guzmán, *Más de cien escalas en Neurología*, vol. 2. Madrid: Aula Médica, Serie Manuales Biblioteca, 2008.
- [27] R. F. Escamilla, S. W. Barrentine, G. S. Fleisig, N. Zheng, Y. Takada, D. Kingsley, and J. R. Andrews, “Pitching biomechanics as a pitcher approaches muscular fatigue during a simulated baseball game,” *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, no. 1, pp. 23–33, 2007.
- [28] M. Z. C. Hassan, P. I. Khalid, N. A. Kamaruddin, N. A. Ishak, and M. Harun, “Derivation of simple muscle fatigue index for biceps muscle based on surface electromyography temporal characteristics,” in *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), 2014 IEEE Conference on*, pp. 662–666, Dec 2014.
- [29] B. Hellwig, P. Mund, B. Schelter, B. Guschlbauer, J. Timmer, and C. L. “A longitudinal study of tremor frequencies in parkinson’s disease and essential tremor,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 2, pp. 431 – 435, 2009.
- [30] P. H. G. Mansur, L. K. P. Cury, and A. O. Andrade, “A review on techniques for tremor recording and quantification,” *Begell house*, vol. 35, pp. 343–362, 2007.
- [31] D. V. Veronica D’Addona, Maria Evangelista, “A new method for quantitative tremor assessment in sports,” *Sports Orthopaedics and Traumatology*, vol. 30, pp. 54–59, 2014.
- [32] Q. Wu and P. Boulanger, “Real-time estimation of missing markers for reconstruction of human motion,” in *Virtual Reality (SVR), 2011 XIII Symposium on*, pp. 161–168, May 2011.
- [33] B. Carse, B. Meadows, R. Bowers, and P. Rowe, “Affordable clinical gait analysis: An assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3d motion analysis system,” *Physiotherapy*, vol. 99, no. 4, pp. 347 – 351, 2013.
- [34] J. Guna, G. Jakus, M. Pogačnik, S. Tomažič, and J. Sodnik, “An analysis of the precision and reliability of the leap motion sensor and its suitability for static and dynamic tracking,” *Sensors*, vol. 14, no. 2, pp. 3702–3720, 2014.
- [35] F. Weichert, D. Bachmann, B. Rudak, and D. Fisseler, “Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller,” *Sensors*, vol. 13, no. 5, pp. 6380–6393, 2013.

- [36] V. K. Adhikarla, J. Sodnik, P. Szolgay, and G. Jakus, “Exploring direct 3d interaction for full horizontal parallax light field displays using leap motion controller,” *Sensors*, vol. 15, no. 4, pp. 8642–8663, 2015.
- [37] D. Bassily, C. Georgoulas, J. Guettler, T. Linner, and T. Bock, “Intuitive and adaptive robotic arm manipulation using the leap motion controller,” in *ISR/Robotik 2014; 41st International Symposium on Robotics; Proceedings of*, pp. 1–7, June 2014.
- [38] C. N. Riviere, S. G. Reich, and N. V. Thakor, “Adaptive fourier modeling for quantification of tremor1,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 74, no. 1, pp. 77 – 87, 1997.
- [39] S. R. Randall JE, “Power spectral analysis of finger acceleration tremor,” *Applied Physiology*, vol. 19, pp. 357–360, 1964.
- [40] C. C. Norkin and D. J. White, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. F.A. Davis, 2009.
- [41] A. S. W. Alan V. Oppenheim, *Señales y Sistemas*, vol. 2. Edo, de México.: Prentice-Hall, Hispanoamericana S. A., 1997.
- [42] N. Beaulieu, “Introduction to certain topics in telegraph transmission theory”,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 90, pp. 276–279, Feb 2002.
- [43] D. G. M. John G. Proakis, *Digital signal processing; Principles, Algorithms, and Applications*, vol. 3. New Jersey: Prentice-Hall International, Inc., 1996.
- [44] J. Nielsen, “Enhancing the explanatory power of usability heuristics,” 1994.
- [45] W. Daniel, *Bioestadística: Base para el análisis de las ciencias de la salud*. Editorial Limusa S.A. De C.V., 2002.
- [46] T. L. Galinsky, R. R. Rosa, and D. D. Wheeler, “Assessing muscular fatigue with a portable tremor measurement system suitable for field use,” *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, vol. 22, no. 6, pp. 507–516, 1990.