



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería
Maestría en ciencias de la Ingeniería

Análisis cuantitativo del temblor por medio de
espirografía con tableta digitalizadora y su
clasificación mediante redes neuronales

TESIS

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

PRESENTA:

Ing. Juan Alberto Prado Pichardo

TUTOR ACADEMICO:

Dr. Otniel Portillo Rodríguez

TUTORES ADJUNTOS:

Dr. Rigoberto Martínez Méndez

Dr. Jorge Rodríguez Arce



Índice

Lista de figuras.....	8
Lista de tablas.....	9
Dedicatorias.....	5
Agradecimientos.....	6
Resumen	7
Introducción	8
Planteamiento del Problema	9
Justificación	9
Hipótesis	10
Objetivos	10
Objetivo General.....	10
Objetivos específicos.....	10
Alcances.....	11
Limitaciones	11
Metodología	11
Capítulo 1 Marco teórico y estado del arte	13
1.1 Temblor corporal.....	13
1.2 Fatiga muscular.....	13
1.3 Evaluación cualitativa de la fatiga muscular	14
1.4 Evaluación cuantitativa de la fatiga muscular por sEMG	16
1.5 Evaluación cuantitativa de la fatiga muscular por medición de la Fuerza.....	17
1.6. Evaluación cuantitativa de la fatiga muscular por medio del temblor corporal.....	18
1.6.1. Medición del temblor corporal por acelerómetros.....	18
1.6.2. Medición del temblor corporal por giroscopios.....	19
1.6.3. Medición del temblor corporal por trazo de apuntador láser.....	20
1.6.4. Medición del temblor corporal por prueba de espirografía	20
1.7. Prueba de espirografía sobre tableta digitalizadora	21
1.7.1. La prueba de espirografía.....	21
1.7.2. Procesamiento de los datos de la prueba	22

1.7.3. Índice de evaluación del temblor	23
1.7.4. Desventaja del índice DOS	24
1.8. Muestreo de señales digitales.....	25
1.9. Densidad espectral de potencia o PSD	25
1.10. PSD a través del Algoritmo de Lomb-Scargle	27
1.11. Análisis estadístico.....	27
Capitulo 2 Desarrollo de la plataforma	28
2.1. Selección de la tableta	28
2.2. Interface de usuario.....	29
Capitulo 3 Procesamiento de datos off-line	33
3.1. Traslación del origen.....	33
3.2. Desenrollar la espiral	33
3.3. Uso de plantilla	34
3.4. Análisis en Frecuencia	35
Capitulo 4 Diseño del experimento	37
4.1. Experimento Previo	37
4.2. Experimento 1	41
4.3. Experimento 2.....	44
4.4. Protocolo del Experimento.....	44
4.5 Experimento 3.....	45
4.6. Experimento 4.....	46
Capitulo 5 Conclusiones y discusiones.....	54
5.1 Conclusiones.....	54
5.2 Discusiones.....	54
Apéndice A	56
Apéndice B.....	58
Apéndice C.....	62
Referencias.....	64

Lista de figuras

Figura 1.1: Corrimiento hacia las bajas frecuencias en sEMG [16].	16
Figura 1.2: Transductor de Fuerza para mano.	17
Figura 1.3: Disminución de la fuerza en el tiempo por fatiga muscular [11]	18
Figura 1.4: Mando WiiMote de Nintendo con acelerómetro [3].	19
Figura 1.5: Giroscopio triaxial MPU-3000 (4x4x0.9mm) [13].	19
Figura 1.6: Seguimiento del trazo de apuntador láser [4].	20
Figura 1.7: Prueba de espirografía sobre papel.	20
Figura 1.8: Patrón de espiral de Arquímedes ideal generado en Matlab (7 vueltas).	21
Figura 1.9: Conversión a coordenadas rectangulares a polares de la espiral de Arquímedes.	23
Figura 1.10: Diversos valores del DOS en pruebas de espirografía [20].	24
Figura 2.1: Tableta seleccionada Wacom Intous Pro Large.	28
Figura 2.2: Diagrama de Flujo de aplicación en Python	29
Figura 2.3: Interface de aplicación para adquisición de datos.	30
Figura 2.4: Dibujo de la espiral de un sujeto	31
Figura 2.5: Datos en archivo "*.dat" de un sujeto de prueba.	31
Figura 2.6: Grafica de bigotes de la distribución de los tiempos de muestreo de los datos..	32
Figura 3.1: Traslación del origen para evitar bajas frecuencias inducidas [22].	33
Figura 3.2: Gráfica ρ vs tiempo de un sujeto de prueba.	34
Figura 3.3: Gráficas ρ Vs θ con plantilla (izquierda) y sin plantilla (derecha) de	35
Figura 3.4: Plantilla sobre la tableta digitalizadora.	35
Figura 4.1: Posición de la mano y muñeca, en dibujo de la espiral de Arquímedes.	38
Figura 4.2: PSD en rango de 2 a 7 Hz estimada con Lomb, para sujeto ELMV en experimento previo (Azul sin fatiga y roja con fatiga).	39
Figura 4.3: Gráfica de los promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.1 (Azul sin fatiga y roja con fatiga).	40
Figura 4.4: Gráfica de los promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.2 (Azul sin fatiga y roja con fatiga).	40
Figura 4.5: Gráfica de los promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.3 (Azul sin fatiga y roja con fatiga).	41
Figura 4.6: Sensor de Fuerza IMADA para medir el MVC.	42
Figura 4.7: Forma de medir el MVC.	42
Figura 4.8: Gráfica de promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.4 (azul sin fatiga y roja con fatiga).	44
Figura 4.9: Gráfica de promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.5 (azul sin fatiga y roja con fatiga).	46
Figura 4.10: Gráfica de bigotes de la distribución de los promedios sin y con fatiga muscular.	46
Figura 4.11: Gráfica de promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.6 (azul sin fatiga y roja con fatiga).	48

Figura 4.13: Aumento en el promedio de PSD en todo el Ancho de banda de 2 a 20 Hz...	50
Figura 4.14: Gráfica de promedio de PSD estimada con Lomb por sujeto en experimento 4 de 2 a 7 Hz (azul sin fatiga y roja con fatiga).....	51
Figura 4.15: Gráfica de promedio de PSD estimada con Lomb por sujeto en experimento 4 de 8 a 12 Hz (azul sin fatiga y roja con fatiga).....	52

Lista de tablas

Tabla 1.1.1: Escala de Moore-Garg de fuerza para fatiga muscular.....	15
Tabla 4.1: Promedios de la PSD estimada con Lomb para la banda de 2 a 7 Hz del experimento previo.....	39
Tabla 4.2: Promedios de la PSD estimada con Lomb para la banda de 2 a 4 Hz del experimento previo.....	40
Tabla 4.3: Promedios de la PSD estimada con Lomb para la banda de 8 a 12 Hz del experimento previo.....	41
Tabla 4.4: Promedios de la PSD en la banda de 2 a 4 Hz estimada con Lomb por sujeto en experimento 1.....	43
Tabla 4.5: Promedios de la PSD estimada con Lomb por sujeto en experimento 3.....	45
Tabla 4.6: Promedios de PSD estimada con Lomb de 2 a 4 Hz en experimento 4.....	47
Tabla 4.7: Resultado de Anova para banda de 2 a 4 Hz.....	48
Tabla 4.8: Promedios de PSD estimada con FFT y con remuestreo a 50 Hz en la banda de 2 a 4 Hz en experimento 4.....	49
Tabla 4.9: Anova en banda de 2 a 4 con spline y FFT.....	50
Tabla 4.10: Resultado de Anova para banda de 2 a 7 Hz.....	52
Tabla 4.11: Resultado de Anova para banda de 8 a 12 Hz.....	53

Dedicatorias

A mi esposa y mi niña

Agradecimientos

A mi tutor por todas las horas dedicadas

A todas las personas que me dieron esta segunda oportunidad

A mi esposa e hija por tanto tiempo cedido

Resumen

En el presente trabajo de investigación se desarrolló una plataforma y se definió un protocolo de experimentación, para detectar la fatiga muscular de los miembros superiores mediante el dibujo de la espiral de Arquímedes utilizando un estilete y una tableta digitalizadora comercial. La premisa en que se basa la detección de la fatiga muscular, es que ésta incrementa el temblor cinético de tarea específica. Trabajos previos [1] [2] han utilizado acelerómetros para detectar dicho temblor; en [3] se realizó un experimento fallido para detectarlo utilizando una tableta digitalizadora de características similares a la utilizada en este trabajo.

Para determinar si la plataforma desarrollada es capaz de detectar la fatiga muscular, se realizó un experimento con 15 sujetos voluntarios sanos de entre 18 y 30 años. Cada prueba del experimento se realizó de la siguiente manera: 1) El sujeto dibuja una espiral de Arquímedes utilizando la plataforma sin fatiga, 2) Al sujeto se le induce la fatiga muscular del miembro superior dominante mediante la realización de 20 flexiones-extensiones completas del codo al 20% de la fuerza de máxima contracción voluntaria o MVC del inglés *Maxim Voluntary Contraction*, 3) Con la fatiga muscular inducida, el sujeto dibuja nuevamente la espiral de Arquímedes.

Para caracterizar en frecuencia el temblor producido por la fatiga muscular, se estimó la densidad espectral de potencia, o PSD por sus siglas en inglés de *Power Spectral Density*, del movimiento capturado utilizando dos técnicas: 1) Realizando remuestreo a 50 Hz, y después mediante la transformada rápida de Fourier o FFT por las siglas en inglés de *Fast Fourier Transform*, y 2) Directamente aplicando el algoritmo de Lomb-Scargle a los datos. Donde se pudo constatar que hacer remuestreo implica un filtrado de la señal, con lo cual se pierde información importante en las frecuencias bajas, por lo anterior se optó por estimar la PSD mediante el algoritmo de Lomb-Scargle.

Para cada prueba se obtuvo la intensidad promedio del espectro de potencia en las bandas de 2 a 4, de 2 a 7 y de 8 a 12 Hz para ambas condiciones de no fatiga y fatiga muscular. Con estos promedios obtenidos se realizaron tres análisis de varianza de un factor, donde se obtuvieron los siguientes resultados: para la banda de 8 a 12 Hz, se obtuvo una probabilidad de hipótesis nula de $p=0.7198$, y un porcentaje de aumento del promedio de la PSD del 46.6% de los casos; para la banda de 2 a 7 Hz, se obtuvo una probabilidad $p=0.5914$, con un aumento del promedio de la PSD del 60% de los casos; y para la banda de 2 a 4 Hz se obtuvo una probabilidad $p=0.5254$, con un porcentaje de aumento del promedio de la PSD, del 73.33% y para el caso de la estimación mediante la FFT se realizó también un análisis de varianza únicamente obteniendo un valor de probabilidad $p=0.8922$, y un porcentaje en el aumento de la PSD de un 53.33% de los casos, pero se pudo observar que al aplicar esta última técnica (FFT), el aumento es generalizado en la banda de 2 a 20 Hz.

Por lo anterior se concluye que la plataforma desarrollada mediante un análisis estadístico Anova de un factor, no identifica de forma significativa las variaciones del temblor cinético

de tarea específica producidas por la fatiga muscular del miembro superior dominante dentro de la población seleccionada. Sin embargo, la banda que generó mayor significancia estadística es la de 2 a 4 Hz.

Introducción

La fatiga muscular es en forma general una reducción de la fuerza que puede ejercer un miembro del cuerpo que se induce por el ejercicio físico, una de sus manifestaciones es el temblor corporal, que en general es algo no deseable, sobre todo en actividades donde los movimientos finos son muy importantes, como en deportes (tiro al blanco), en actividades médicas como la microcirugía [4] o en el ámbito laboral como la manufactura.

El temblor corporal en el área deportiva, puede ser indicador de un bajo o nulo entrenamiento en deportistas, en el área laboral puede generar baja productividad o un riesgo de lesión. Por ello la necesidad de detectar el temblor por fatiga muscular de una manera rápida y eficiente.

La fatiga muscular, ha sido detectada mediante: electromiografía, sonomiografía, transductores de fuerza [5], o midiendo cómo el temblor corporal aumenta cuando se presenta la fatiga muscular [6]. Este temblor corporal ha sido medido mediante acelerómetros, apuntadores láser o tabletas digitalizadoras [3]. Independientemente de cual sea el dispositivo que se emplee, el objetivo es obtener la densidad espectral de potencia del movimiento del miembro fatigado. En la mayoría de los trabajos que se han enfocado en la detección de fatiga muscular a través del temblor corporal del miembro en cuestión, es estimando la *PSD* (*Power Spectral Density*) utilizando la *FFT* (*Fast Fourier Transform*). Se consideró que esto es un error ya que el cálculo de la *FFT* asume que el tiempo de muestreo de la señal a estudiar es fijo y no variable, condición que no se cumple para todos los dispositivos electrónicos que sean conectados a una computadora con un sistema operativo comercial como *Windows* [7], *Linux* o *Mac OS*, donde los tiempos de muestreo son variables.

Hasta el momento que se escribe este trabajo, no se ha encontrado una referencia que permita detectar cuantitativamente el temblor cinético de tarea específica producido por la fatiga muscular del miembro superior utilizando un estilete y tableta digitalizadora comercial. En [3] se describe el desarrollo y evaluación de tres experimentaciones que sean capaces de medir la fatiga muscular a través del temblor corporal generado por las extremidades superiores utilizando: a) el acelerómetro contenido en el control *WiiMote* de *Nintendo*, el cual es sostenido con la mano y con el brazo extendido en forma horizontal contra la gravedad, b) un sistema basado en un apuntador láser y una cámara de video comercial, muy similar al anterior, pero ahora se sostiene el apuntador láser y c) un estilete y tableta digitalizadora que capturan el movimiento del brazo al dibujar una espiral de Arquímedes. En el trabajo anterior los autores demuestran que su plataforma puede detectar la presencia o no de fatiga muscular capturado a través de un control *WiiMote*

mediante el temblor postural debido al incremento del promedio de las potencias obtenidas de la *PSD* en la banda de 8 a 12 Hz, la característica notable de este resultado es que la *PSD* fue obtenida con *FFT*, asumiendo muestreo en tiempo fijo y sin realizar ningún tipo de preprocesamiento frecuencial a las señales de los acelerómetros. En contraste, los resultados obtenidos con el apuntador láser y con la tableta digitalizadora no muestran un incremento significativo en el promedio en las bandas de las *PSDs* obtenidas en los sujetos con y sin fatiga muscular.

Planteamiento del Problema

Actualmente no se ha podido detectar la fatiga muscular en extremidades superiores a través del temblor corporal por medio del dibujo de una espiral de Arquímedes, comparando el promedio del espectro de potencia en una determinada banda, obtenido en condiciones de fatiga y el otro sin fatiga [3]. Se cree que la causa del fracaso de la detección en [3] es por dos razones. La primera es que la banda elegida (8 a 12 Hz) es la que corresponde al temblor postural y no al cinético (2-7 Hz), dicho de otra manera, pretender encontrar un aumento en el promedio de la señal en la banda del temblor postural cuando en realidad el temblor presente en la prueba es el cinético de tarea específica, es algo completamente erróneo. La segunda, es que el tiempo de muestreo de la tableta no es constante, ya que la aplicación para la adquisición de los datos se ejecuta sobre un sistema operativo que no es de tiempo real y ésta variación en el tiempo de muestreo debe ser tomada en cuenta al estimar la *PSD*.

Por ello, en este trabajo se propone desarrollar una plataforma que mida el temblor cinético de tarea específica, estimando su *PSD* mediante el algoritmo de Lomb-Scargle, el cual se utiliza para señales muestreadas en tiempos variables, además, con ello se pretende encontrar un aumento en el promedio de la potencia en la banda de 2 a 4 Hz, correspondientes a la frecuencia de temblor cinético de tarea específica de los miembros proximales de las extremidades superiores, en este caso por el bíceps [3], que es el músculo al que se le inducirá la fatiga muscular en las pruebas experimentales de este trabajo.

Justificación

Hasta el momento la fatiga muscular ha sido detectada ampliamente por medio de la electromiografía de superficie o *sEMG*, y por acelerometría, pero no ha sido detectada mediante la prueba de espirografía con tableta digitalizadora [3] [8]. Se considera que la mayoría de los sensores de *sEMG* y acelerometría aún entran en la categoría de dispositivos de laboratorio, para utilizarlos es necesario tener conocimientos técnicos sobre la colocación de los dispositivos en el músculo de interés o de su orientación en el miembro con respecto a la gravedad, sí de alguna forma hay una equivocación en su posicionamiento, la medición del temblor será equivocada. Cuando los dispositivos vienen incluidos en plataformas comerciales, sus precios no son económicos (alrededor de 5700 dólares americanos del sistema Delsys, comparado con 530 dólares americanos de la tableta) y para procesar los

datos que provienen de la plataforma es necesario software especial o comprar herramientas que se conecten a la plataforma adquirida.

Por lo anterior se desea ver la viabilidad de utilizar una tableta digitalizadora comercial que tiene un costo aproximado de 150 dólares y que no necesita alguna capacitación técnica avanzada para instalar el software de la plataforma. El operador de la plataforma solo deberá capacitarse para verificar la correcta realización de las pruebas por parte del usuario.

En cuanto al programa de investigación relacionado a esta tesis, se propone una nueva manera de medir el temblor de tarea específica generado por la fatiga muscular, alternativa que no había sido reportada con anterioridad en el estado del arte.

Hipótesis

Mediante la prueba de espirografía sobre una tableta digitalizadora, y usando el algoritmo de Lomb-Scargle para estimar la PSD como técnica alterna a la FFT, se realizará la detección del temblor cinético de tarea específica (en la banda de 2 a 4 Hz) inducido por la fatiga muscular en el bíceps.

Objetivos

Objetivo General

Realizar una plataforma que detecte la fatiga muscular del miembro superior mediante el dibujo de la espiral de Arquímedes sobre una tableta digitalizadora.

Objetivos específicos

1. Desarrollar una aplicación en lenguaje Python para la adquisición de los datos de la tableta digitalizadora de la prueba de espirografía, tales como: coordenadas espaciales "x", "y", presión, tiempo de adquisición, así como los datos personales del sujeto de prueba.
2. Mediante un script en Matlab procesar la información capturada de la tableta mediante una traslación de ejes coordenados del centro de la tableta obtener la estimación de la densidad espectral de potencia o PSD, mediante la FFT y también mediante el algoritmo de Lomb-Scargle.
3. Diseñar el protocolo de experimentación.

4. Realizar pruebas experimentales con un grupo de control, para verificar o no, mediante una prueba Anova de un factor, si existe una diferencia significativa en los datos de los sujetos de prueba cuando se les induce la fatiga muscular.
5. Reportar resultados y las conclusiones obtenidas.

Alcances

- A. Estudio orientado a la detección de fatiga muscular en miembro superior.
- B. Se realizará el estudio utilizando la Tableta *Wacom* Intous Pro Large.
- C. Se usará una PC con OS Windows 10 y procesador Core i5 con 8G de RAM.
- D. Se realizará un análisis de varianza de un factor para evaluar si es posible detectar la fatiga muscular.

Limitaciones

Solo se elegirán sujetos sanos de 18 a 30 años, ya que a una edad mayor el temblor cinético aumenta [8], y edades mayores a 40 se agudizan otros tipos de temblor como el esencial, además que solo se realizará la prueba antes y después de inducir la fatiga muscular.

Metodología

A continuación, se describe la metodología realizada para cumplir con los objetivos recientemente mencionados. Se realizó un estudio del estado del arte, referente a la prueba de espirografía, los usos que ha tenido para la detección de temblor corporal en miembro superior, en el contexto de pruebas neurológicas mediante el temblor cinético de tarea específica generado por el miembro superior. Se estudió el índice llamado "grado de severidad" o DOS por sus siglas en inglés y se analizó si éste es útil o no para la detección de la fatiga muscular.

Una vez realizado el estudio del estado del arte, se procedió al desarrollo de la plataforma, empezando por la adquisición de los datos necesarios para las pruebas experimentales, de los cuales los más relevantes son la posición, la presión y el tiempo de la muestra, además, se desarrolló una aplicación para la captura de los datos del sujeto de prueba, como son: nombre, edad y número de la prueba, y así identificar fácilmente el archivo de cada usuario. La aplicación utiliza la interface de programación de aplicaciones, o API por las siglas en Ingles de *Application Programming Interface*, del fabricante *Wacom* en lenguaje Python. Con los datos obtenidos por la aplicación se exportan al software Matlab donde se realizaron

las adecuaciones necesarias a las señales de posición para estimar las PSDs, que nos caracterizan en frecuencia el temblor cinético de tarea específica presente en la prueba de espirografía.

Se diseñó un protocolo de experimentación donde se minimizan o descartan las posibles variaciones que afecten nuestro caso de estudio a través de criterios de inclusión y exclusión definidos en el Capítulo 4. Se hicieron pruebas experimentales con 15 sujetos y se realizó un análisis de varianza Anova de un factor, donde se determinó que no es posible detectar la fatiga muscular de miembro superior a través del dibujo de una espiral de Arquímedes, mediante este análisis. Finalmente se discuten los resultados y conclusiones.

Capítulo 1 Marco teórico y estado del arte

En el presente capítulo se describe qué es la fatiga muscular, y dado que una de sus manifestaciones es el temblor corporal, éste también será definido, además de que también se revisarán algunas de sus escalas cualitativas y cuantitativas de evaluación, los dispositivos, técnicas y pruebas para su detección. Así mismo, se abordarán diversas técnicas matemáticas para el procesamiento de las señales generadas para la estimación de la PSD como lo son la FFT y el algoritmo de Lomb-Scargle.

1.1 Temblor corporal

El temblor corporal se define como una serie de movimientos rítmicos e involuntarios sin algún propósito específico, caracterizados con una cierta frecuencia y amplitud [8].

Este temblor se puede clasificar de acuerdo a la patología que lo genera, como enfermedad de Parkinson, distonia, etc, o de acuerdo a las circunstancias en las que se presenta [8], las cuales pueden ser dos: temblor en reposo, cuando los músculos del cuerpo se encuentran relajados, y temblor en acción, cuando los músculos del cuerpo están activados, el cual se subdivide en dos: temblor postural y cinético. El temblor postural se presenta cuando el cuerpo está estático, pero realizando un esfuerzo contra la gravedad, y el temblor cinético se presenta cuando los músculos del cuerpo se encuentran realizando un movimiento voluntario, y más específicamente cuando se realiza una tarea como escribir o dibujar, el temblor cinético se le llama de tarea específica, el cual es nuestro caso de estudio, ya que se quiere analizar el temblor del brazo, reflejado en el estilete, al realizarse la prueba de espirografía cuando está presente la fatiga muscular [9].

1.2 Fatiga muscular

La fatiga muscular se define como: "Cualquier reducción inducida por el ejercicio en la capacidad de ejercer la fuerza muscular o potencia, independientemente de si la tarea se puede sostener o no" [9], y esta reducción se debe a que cuando hay una orden de movimiento desde el sistema nervioso central, las fibras musculares son activadas, pero con el paso del tiempo y debido a la reducción en la capacidad de las células de intercambiar iones de sodio y potasio, aparece la fatiga metabólica, algunas fibras son desactivadas y la fuerza comienza a disminuir [10].

Esta fatiga muscular puede generar temblor en el cuerpo, por ello, mediante la detección del temblor corporal, se puede determinar si existe fatiga muscular. Hay reportes de que un entrenamiento muscular alto incrementa la masa muscular y la resistencia a la fatiga muscular, y por el contrario un bajo o nulo entrenamiento incrementa la susceptibilidad a ésta [11], por otro lado, en el ámbito laboral, la fatiga muscular es algo no deseable ya que

puede causar baja productividad, lesiones o accidentes [13]. Por todo lo anterior el poder detectar la fatiga muscular es de gran importancia.

Se ha determinado que el temblor cinético de tarea específica presente en la prueba de espirografía tiene un rango de 2 a 7 Hz [13], y por otro lado se sabe también que el temblor corporal generado por los segmentos proximales de los miembros superiores tiene un ancho de banda de baja frecuencia entre 2 a 4 Hz, y que los segmentos distales generan frecuencias de 20 a 30 Hz [3].

1.3 Evaluación cualitativa de la fatiga muscular

Para el análisis de la evaluación del trabajo y el nivel de fatiga muscular, se usa una escala cualitativa llamada de *Moore-Grag*, donde se usa ampliamente la observación [14]. En la Tabla 1.1 se pueden ver las diversas pruebas para la evaluación de la fatiga muscular, así como sus puntuaciones.

Indice de esfuerzo	Encontrar calificación para cada factor de riesgo y multiplicarlas	Si <3: Seguro, si esta entre 3 y 5 : Incierto, si esta entre 5 y 7: Algun riesgo, si > 7: Peligroso			
Factor de riesgo	Criterios de calificación	Observación	Calificación	Izquierda	Derecha
Intensidad de esfuerzo	Ligero	Apenas perceptible o esfuerzo relajado [0-	1		
	Algo duro	Notable o esfuerzo definido [3]	3		
	Duro	Esfuerzo obvio [4-5]	6		
	Muy duro	Esfuerzo substancial [6-7]	9		
		Usar hombro o tronco para fuerza [8-10]	13		
Duración del esfuerzo físico (% de ciclo)	<10%		0.5		
	10-29%		1.0		
	30-49%		1.5		
	50-79%		2.0		
	>80%		3.0		
Esfuerzo por minuto	<4		0.5		
	de 4 a 8		1.0		
	de 9 a 14		1.5		
	de 15 a 19		2.0		
	>20		3.0		
Mano Postura de la Muñeca	Muy bien	Perfectamente natural	1.0		
	Bien	Cerca al natural	1.0		
	Bueno	No natural	1.5		
	Mal	Marcada desviación	2.0		
	Muy mal	Cercana a extremo	3.0		
Velocidad del trabajo	Muy lento	Extremadamente relajado	1.0		
	Lento	Tomando su propio tiempo	1.0		
	Favorable	Velocidad normal de movimiento	1.0		
	Rápido	Rapidamente, pero capaz de mantener	1.5		
	Muy rápido	Rapidamente, incapaz de mantener	2.0		
Duración de la tarea por día (Horas)	<1		0.25		
	entre 1 y 2		0.50		
	entre 2 y 4		0.75		
	entre 4 y 8		1.00		
	>8		1.50		0

Tabla 1.1.1: Escala de Moore-Garg de fuerza para fatiga muscular.

Como se observa en la Tabla 1.1 la evaluación de la mayoría de las pruebas es subjetiva, ya que utiliza parámetros como "Muy bueno", "Rápido", los cuales son relativos y carecen de precisión, y además están basados en la experiencia que ha adquirido previamente el evaluador y, por lo tanto, pueden llevar a obtener una mala evaluación en caso de tener poca o nula experiencia previa. Dentro de las pruebas para esta evaluación, está la duración del ejercicio, los esfuerzos por minuto, la postura de la mano, la duración de la tarea en horas por día, así como la velocidad del trabajo, con lo cual al multiplicar todos los factores se obtiene la calificación de la fatiga muscular.

1.4 Evaluación cuantitativa de la fatiga muscular por sEMG

La técnica sEMG o electromiografía de superficie, usa electrodos montados sobre la piel y pueden registrar la actividad eléctrica de los músculos y por lo tanto de manera indirecta el movimiento del cuerpo humano. Existen estudios donde se detecta la fatiga muscular procesando estas señales sEMG [5] y obteniendo la densidad espectral de potencia, ya que al iniciarse el movimiento las fibras musculares lentas o tipo I (que tiene mayor resistencia a la fatiga y generan señales de frecuencias bajas en sEMG) son activadas, pero ante una exigencia de mayor fuerza, se activan las fibras musculares rápidas o tipo II (las cuales son más vulnerables a la fatiga) generan fuerza o velocidad y producen señales de frecuencias altas en sEMG. Por ello, al fatigarse las fibras tipo II, se aprecia un corrimiento hacia las bajas frecuencias [5]. Esta es una de las principales técnicas usadas para medir la fatiga muscular [6] [15], Este fenómeno se aprecia en la Figura 1.1, donde se relaciona la fuerza ejercida con la señal de sEMG.

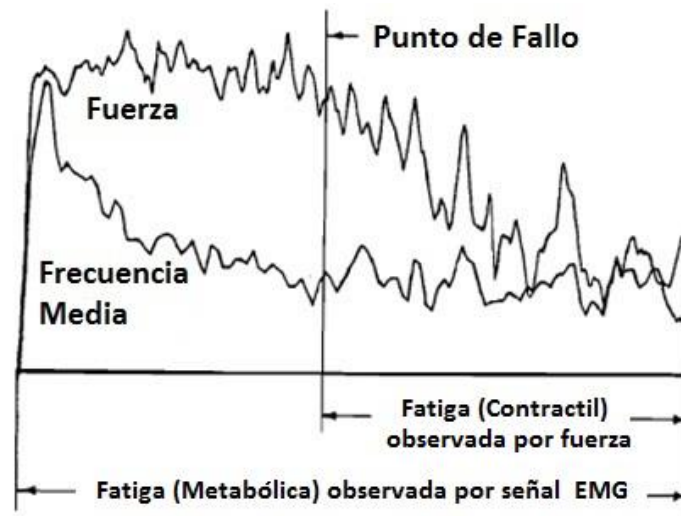


Figura 1.1: Corrimiento hacia las bajas frecuencias en sEMG [16].

En esta Figura 1.1, se puede observar dos gráficas una que representa la fuerza en el tiempo, la cual está en la parte superior y otra, que representa frecuencia media en el tiempo, en una contracción isométrica. En la gráfica se puede ver que la frecuencia media y la fuerza toman valores altos y se mantiene, pero la frecuencia media de la señal sEMG, va decayendo

hasta un punto donde se estabiliza, que es el mismo punto donde la fuerza comienza a caer, este punto se llama punto de falla y es donde aparece la fatiga muscular.

1.5 Evaluación cuantitativa de la fatiga muscular por medición de la Fuerza

La fatiga muscular también ha sido detectada midiendo la fuerza y viendo donde ésta empieza a disminuir manteniendo un esfuerzo sostenido en el tiempo, mediante un transductor de fuerza (galga-extensométrica). Un ejemplo de este transductor de fuerza para muñeca, es como el mostrado en la Figura 1.2



Figura 1.2: Transductor de Fuerza para mano.

Una gráfica de esto se puede en la Figura 1.3, donde se gráfica la fuerza de la máxima contracción voluntaria que puede realizar un sujeto con su dedo pulgar y después de un tiempo, se ve cómo ésta comienza a disminuir, en esta figura también se gráfica la variación de la fuerza respecto al tiempo.

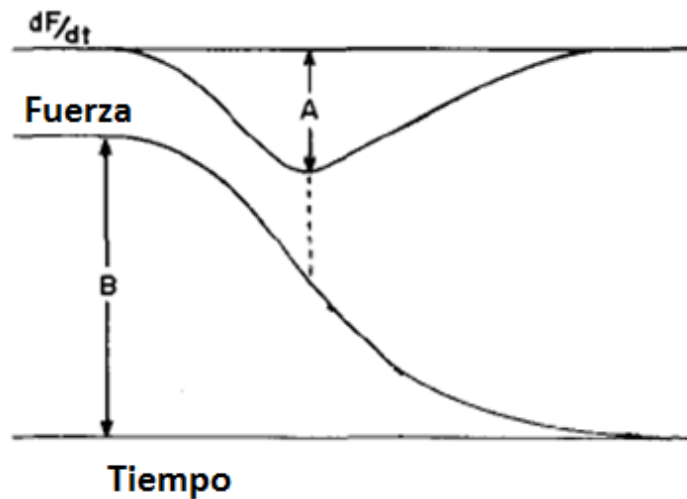


Figura 1.3: Disminución de la fuerza en el tiempo por fatiga muscular [11]

Con lo cual se obtiene dos valores llamados A y B y estos se usan para calcular un índice llamada medición de la tasa de relajación o MRR del inglés *Measurements of Relaxation Rates* [11], el cual se calcula con la ecuación 1.1.

$$MRR = \frac{A}{B} \quad 1.1$$

Este índice proporciona una tasa de contracción y relajación independiente del tamaño y fuerza muscular del sujeto.

1.6. Evaluación cuantitativa de la fatiga muscular por medio del temblor corporal

Como ya se mencionó anteriormente, la fatiga muscular también puede ser detectada mediante el aumento del temblor corporal, una vez que la fatiga muscular se presenta, los músculos comienzan a temblar, y para esto se han usado diferentes dispositivos electrónicos, como los que a continuación se mencionan.

1.6.1. Medición del temblor corporal por acelerómetros

Los acelerómetros son dispositivos electrónicos de dimensiones pequeñas y poco peso, los cuales detectan la variación de la velocidad respecto al tiempo, es decir, la aceleración lineal, estos pueden ser piezoresistivos, capacitivos, o piezoeléctricos. Basados en el principio de la segunda ley de Newton, donde la fuerza es proporcional a la aceleración por la masa, en los piezoeléctricos, esta fuerza produce un desplazamiento del piezoeléctrico que a su vez produce un voltaje proporcional a la aceleración. Por otro lado, los capacitivos tienen una masa fija a un muelle y al moverse activa un capacitor variable. Normalmente los acelerómetros son de tres ejes x,y y z, con lo cual se puede sensar movimientos lineales en

tres dimensiones y si estos se usan de manera inalámbrica, resultan muy versátiles al ser montados en las partes del cuerpo donde se requiere medir el temblor corporal por fatiga muscular [1] [3] [6]. Por ejemplo, en [6], se comparan las señales EMG con señales del temblor corporal adquiridas por acelerómetro y se correlacionan. Una de las desventajas de los acelerómetros es que deben ser recalibrados con regularidad y que se debe integrar la señal dos veces para obtener el desplazamiento característico del temblor corporal [18]. En [3] se usa un mando inalámbrico *WiiMote de Nintendo* que se observa en la Figura 1.4, que ya trae integrado un acelerómetro triaxial.



Figura 1.4: Mando WiiMote de Nintendo con acelerómetro [3].

1.6.2. Medición del temblor corporal por giroscopios

Los giroscopios son elementos electrónicos que sensan los cambios de posición angular respecto al tiempo de la parte del cuerpo donde se coloquen, y dado que la mayoría de los movimientos corporales son articulares o de rotación, estos giroscopios son ideales para esta tarea. Estos en conjunto con un acelerómetro complementan el análisis del movimiento, como puede ser el temblor corporal [18]. En la figura 1.5, se puede ver un pequeño giroscopio triaxial.

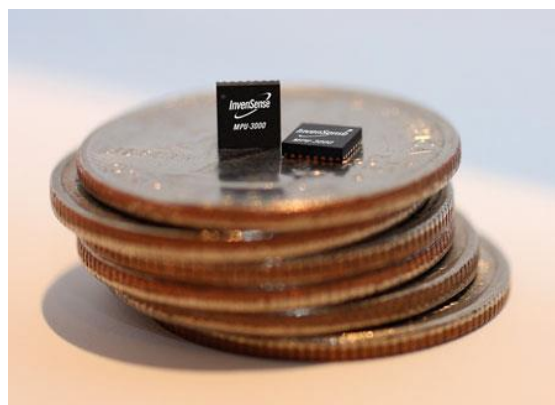


Figura 1.5: Giroscopio triaxial MPU-3000 (4x4x0.9mm) [13].

1.6.3. Medición del temblor corporal por trazo de apuntador láser

Otro método que se ha usado para medir el temblor postural es mediante un apuntador láser, el cual debe ser sosteniendo en la mano, contra la gravedad, el cual es proyectado sobre una superficie plana vertical a una distancia de 4 m, como se observa en la Figura 1.6, y grabando el trazo de este punto sobre la superficie con una cámara de video, como fue usado en [4]. Dado que la banda del temblor postural se encuentra entre 8 y 12 Hz, la cámara de video debería tener al menos una capacidad de tomar 24 fps o cuadros por segundo.

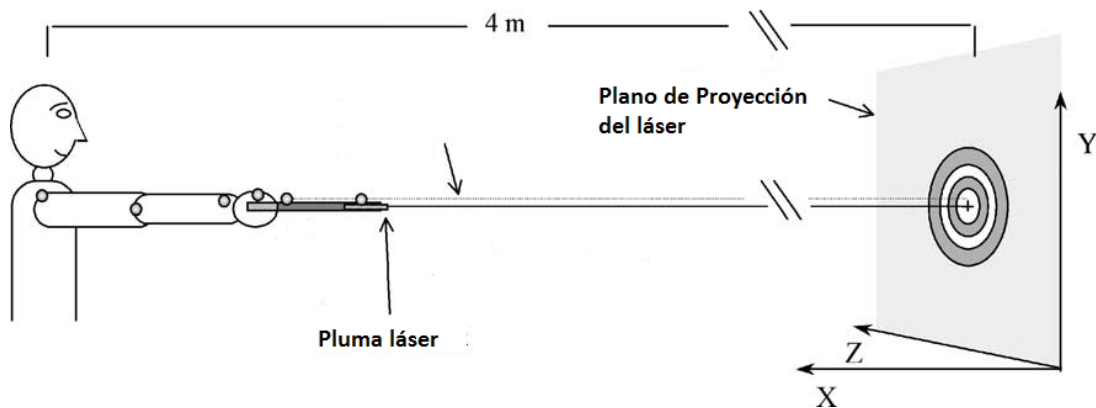


Figura 1.6: Seguimiento del trazo de apuntador láser [4].

1.6.4. Medición del temblor corporal por prueba de espirografía

La prueba de espirografía ha sido ampliamente usada en la detección de temblor corporal, principalmente en temblor de orígenes neurológicos, como temblor de Parkinson o esencial. Se ha usado el patrón de la espiral de Arquímedes, debido a que los cambios de trayectoria no son bruscos, los cuales se pudieran interpretar como falsos temblores, además de que en el dibujo de este patrón intervienen varios músculos proximales y distales del brazo. La ejecución de esta prueba con lápiz y sobre hojas de papel se puede ver en la Figura 1.7.



Figura 1.7: Prueba de espirografía sobre papel.

1.7. Prueba de espirografía sobre tableta digitalizadora

En la época de los 90 por primera vez se reportó el uso de una tableta digitalizadora para análisis de temblor cinético de tarea específica en la prueba de espirografía [20], con las ventajas de que es portable, que el costo de la tableta es menor que un sEMG o acelerometría de laboratorio, y no hay que amplificar las señales [5]. El avance tecnológico en la electrónica, ha hecho que estas tabletas sean más potentes y más funcionales, integrando hasta el momento sensores para la posición, la presión e inclinación del estilete, así como una gran resolución espacial, siendo cada vez más populares en el ámbito del diseño gráfico y la animación digital. Estas se consideran no invasivas y al realizar la prueba se puede usar de manera tan natural como dibujar o escribir, lo cual es algo muy común desde edad temprana, a diferencia de algunos otros dispositivos electrónicos que son considerados invasivos en cierta medida, es decir, agregan peso, volumen y a veces cables, que puede incomodar al usuario y con ello modificar de alguna manera el temblor, ya sea modificando la dinámica o la percepción del usuario. En señales clínicas de baja frecuencia de 2 Hz las tabletas superan en respuesta a ciertos tipos de acelerómetros [20].

1.7.1. La prueba de espirografía

Esta prueba consiste en que el sujeto de prueba cómodamente sentado dibuje varias veces la espiral de Arquímedes con cada mano, lo más parecido al modelo ideal de la Figura 1.8, primero sobre hojas de papel de 10 x 10 cm, para que después lo realice sobre una tableta digitalizadora.

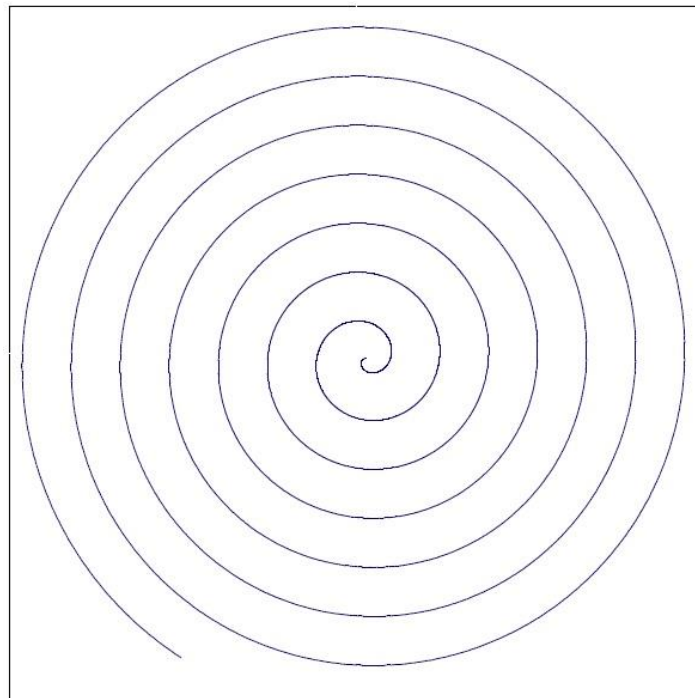


Figura 1.8: Patrón de espiral de Arquímedes ideal generado en Matlab (7 vueltas).

Cabe mencionar que cuando se realiza esta prueba hay ciertos aspectos que se deben cuidar, como son: no apoyar el brazo o la mano sobre la tableta, no mover la muñeca lo cual es algo no deseado [21], la espiral debe empezar en el centro de la tableta para evitar falsos temblores [22], así como no ejercer mucha fuerza al sujetar la pluma ya que se pueden generar calambres que se parecerían a un temblor, además se debe controlar la velocidad del dibujo que no sea alta y maximizar la longitud de la línea [23]. Por lo tanto, el aplicador de la prueba debe garantizar todo lo anterior.

1.7.2. Procesamiento de los datos de la prueba

Los datos que arroja la prueba son espaciales (x,y), donde (x0 , y0) es el centro del espacio de la prueba y el inicio de la espiral. Estos datos pueden ser representados en coordenadas polares por medio de la ecuación 1.2

$$\rho = a\theta \quad 1.2$$

Dónde:

ρ - es el radio.

a - es la apertura

θ - es el ángulo de la espiral

Dado que los datos que se obtienen de la prueba son posiciones x,y, para poder hacer la conversión de esta espiral de coordenadas cartesianas a polares se usan las ecuaciones 1.3 y 1.4, con las cuales se convierte la espiral en una recta.

$$\rho = \sqrt{x^2 + y^2} \quad 1.3$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{y}{x}\right) \quad 1.4$$

Si se gráfica en coordenadas polares, se puede tener una visión más clara del temblor, ya que se pueden observar las variaciones respecto a una línea recta ideal, una gráfica de esta conversión de coordenadas puede verse en la Figura 1.9, donde en la parte izquierda se puede ver una gráfica ideal de la espiral y su correspondiente conversión a coordenadas polares, y en la parte derecha una prueba realizada por un sujeto y las variaciones que se generan por el temblor corporal en el miembro superior.

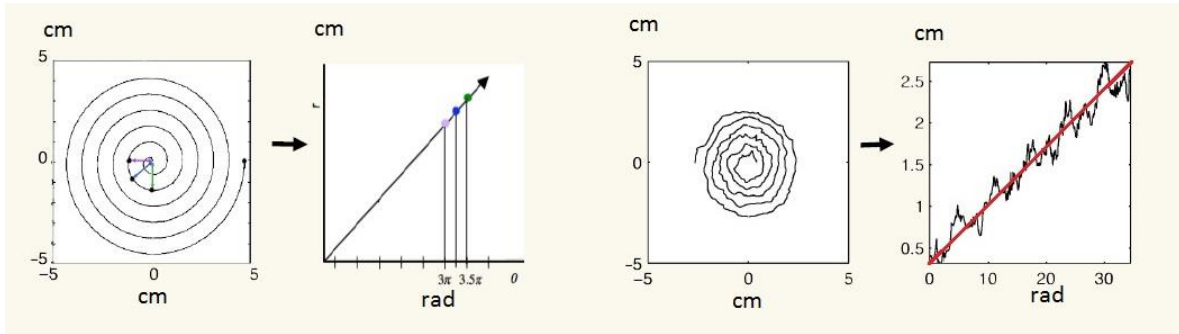


Figura 1.9: Conversión a coordenadas rectangulares a polares de la espiral de Arquímedes.

1.7.3. Índice de evaluación del temblor

Uno de los primeros resultados que se obtuvieron con la prueba de espirografía mediante una tableta digitalizadora es un índice del temblor de tarea específica llamado "grado de severidad" o DOS (*Degree of Severity*), donde se calculan las desviaciones de la trayectoria ideal de línea recta y los cruces por cero con ésta. Con éste índice, un valor de 0 a 1 es considerado normal, de 1 a 2 medio, de 2 a 3 moderado, y de 3 a 4 severamente anormal según [20].

Las ecuaciones para calcularlo son las que a continuación se escriben, empezando por la ecuación la ecuación 1.5 es la suavidad de primer orden, y esta suavidad se refiere a que la recta tenga tangente en todos sus puntos y esta varíe "suavemente".

$$i_1 = \frac{1}{\theta} \sum \left(\frac{\Delta r}{\Delta \theta} - r_\theta \right)^2 \quad 1.5$$

A la ecuación 1.5 se le aplica el algoritmo natural y se obtiene el índice uno.

$$I_1 = \ln(i_1) \quad 1.6$$

La ecuación 1.7 es la suavidad de segundo orden, es decir, la segunda derivada o variación de la suavidad.

$$i_2 = \frac{1}{\theta} \sum \left(\frac{\Delta \frac{\Delta r}{\Delta \theta}}{\Delta \theta} - dr_\theta \right)^2 \quad 1.7$$

También se aplica el logaritmo natural a la ecuación 1.7 y se obtiene el índice dos, como indica la ecuación 1.8.

$$I_2 = \ln(i_2) \quad 1.8$$

En la ecuación 1.9 es la apertura y tiene que ver con el número de vueltas (7).

$$I_3 = \frac{\left(\frac{\theta}{R} - 14\pi\right)}{2\pi} \quad 1.9$$

La ecuación 1.10 es la tasa de cruces por cero e indica la irregularidad de la espiral.

$$I_4 = \frac{1}{2(j-1)} \sum_{j=0}^{j-1} \text{sign}\left(\frac{\Delta r}{\Delta \theta}!j + 1 - r\right) - \text{sign}\left(\frac{\Delta r}{\Delta \theta}!j - r\right) \quad 1.10$$

En la ecuación 1.11 es la derivada de la tasa de cruce por cero.

$$I_5 = \frac{1}{2(j-1)} \sum_{j=0}^{j-1} \text{sign}\left(\frac{\Delta \Delta r}{\Delta \theta}!j + 1 - dr\right) - \text{sign}\left(\frac{\Delta \Delta r}{\Delta \theta}!j - r\right) \quad 1.11$$

Finalmente, la ecuación 1.12 calcula el índice DOS.

$$DOS = 0.4615 * I_1 + 0.0544 * I_5 - 0.2331I_1 - 0.0726 * I_2^2 - 0.001 * I_5^2 + 0.2539 * I_1 * I_2 + 1.3668 \quad 1.12$$

Todos estos factores contribuyen al índice DOS. En la Figura 1.10, se muestran diferentes pruebas de espirografía y sus resultados del cálculo del índice DOS, donde se puede observar que un número más alto, indica un grado de severidad mayor.

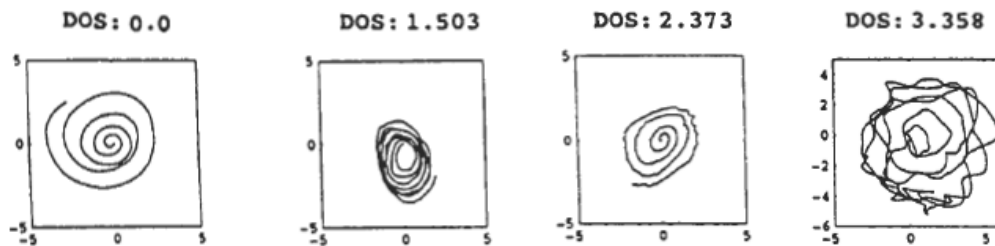


Figura 1.10: Diversos valores del DOS en pruebas de espirografía [20].

1.7.4. Desventaja del índice DOS

- Solo se toman en cuenta variables espaciales, es decir, solo contempla las variaciones del ángulo respecto al radio, y el tiempo en el cual se muestrean las posiciones no es tomado en cuenta.
- Existe un desfaseamiento en el centro del inicio de la espiral, el cual podría ser interpretado como un temblor de baja frecuencia, no presente en el movimiento original.

- A pesar de la adición de la presión de la pluma sobre la tableta como una tercera variable espacial, el índice no puede realizar una buena discriminación entre diversos tipos de temblor de tipo neurológico [24].
- El índice DOS puede dar un panorama del temblor, pero no lo caracteriza en el tiempo y por lo tanto tampoco en la frecuencia. Por ello este índice actualmente no está en uso.
- No se puede usar este índice para estudiar el temblor cinético de tarea específica presente en la prueba de espirografía y con un ancho de banda de 2 a 7 Hz.

1.8. Muestreo de señales digitales

Todos estos dispositivos electrónicos mencionados anteriormente: acelerómetros, giroscopios, galgas extensométricas y tabletas digitalizadoras proporcionan señales de voltaje o corriente que debe ser acondicionadas, es decir, convertidas de analógicas a digitales y procesadas en medios digitales como un microcontrolador o una computadora personal (PC), por ello se debe saber cómo los tiempos de muestreo pueden afectar el procesamiento de las señales.

La mayoría de las técnicas de procesamiento digital de señales se basan en tiempos de muestreo constante, y atendiendo al Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon, el cual dice que la frecuencia de muestreo mínima para poder reconstruir la señal muestreada es mayor o igual a dos veces el ancho de banda del fenómeno a estudiar (Ecuación 1.13).

$$f_s \geq 2f_c \quad 1.13$$

Pero la igualdad de esta ecuación es solo válida para señales estacionarias y no estocásticas, lo cual no es nuestro caso ya que la señal a analizar es estocástica, por ello la necesidad de muestrear a una frecuencia mayor de por lo menos 10 veces la frecuencia máxima de la señal [25]. Si se considera que el temblor cinético de tarea específica tiene una frecuencia máxima de 7 Hz (su ancho de banda es de 2 a 7 Hz), entonces deberíamos muestrear al menos a 70 Hz.

La señal generada de la prueba de espirografía, es una variación de la posición en un plano "x,y" respecto al tiempo, estas variaciones representan el temblor cinético de tareas específica, el cual está caracterizado por una frecuencia y amplitud, por ello se debe hacer una transformación del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia.

1.9. Densidad espectral de potencia o PSD

La PSD es una estimación matemática de cómo está distribuida la potencia de una señal en el dominio de la frecuencia, principalmente para señales estocásticas, no lineales. Las señales obtenidas de la prueba de espirografía por medio de la tableta, son discretas, por ello, para poder obtener una representación en el dominio de la frecuencia de la señal

generada por la prueba de espirografía, se debe hacer uso de la transformada discreta de Fourier o DFT por sus siglas en inglés, la cual se obtiene con la ecuación 1.14.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{\frac{-j2\pi kn}{N}} \quad K=0, \dots, N-1 \quad 1.14$$

Donde:

N: es el número de muestras

x[n]: es la señal de prueba discreta con índice n

X[k]: espectro en función de la frecuencia discreta con índice k

$e^{\frac{-j2\pi kn}{N}}$: función kernel

Para estimar esta DFT, se usa comúnmente el algoritmo de la transformada rápida de Fourier o FFT por sus siglas en inglés, el cual da el mismo resultado de la DFT, pero es más rápido de calcular, necesitando que las muestras sean potencia de dos.

Sin embargo, esta representación en frecuencia de la señal solo es válida para señales no estocásticas y estacionarias, el cual no es nuestro caso, como ya se ha mencionado, sino más bien, nuestra señal es estocástica, (entendiendo estocástica como: No se puede obtener un modelo matemático de ésta), no lineal y no estacionaria [13] [26] [27] [28], por ello, esta representación en frecuencia no es la mejor.

Por lo anterior, es mejor obtener la Densidad espectral de potencia o PSD, la cual se define como la transformada de Fourier de la función de autocorrelación y representa la distribución de la potencia de la señal en el dominio de la frecuencia, considerando que la señal es estacionaria y el periodo de muestreo es fijo.

La expresión matemática que la define, está dada por la ecuación 1.15 [13].

$$PS(f) = \sum_{n=0}^{N-1} r_{xx}(n) e^{-j2\pi fT} \quad 1.15$$

Donde r_{xx} es la función de autocorrelación y se define por la ecuación 1.16.

$$r_{xx}(n) = \sum_{k=1}^N x(k)x(k+n) \quad 1.16$$

Debido a que el promedio en el ancho de banda de frecuencia de interés de la PSD es un parámetro clave para la detección de la fatiga muscular, es necesario estimarla de la mejor manera. Cuando los datos no están muestreados de manera uniforme, una forma conseguir esto, es mediante un re-muestreo por interpolación por ejemplo mediante spline cúbica. Con los datos muestreados a tiempo fijo aplicar la FFT, pero según lo reportado por [29] esta técnica altera los valores de las bajas frecuencia y la varianza de la PSD, lo cual implica un filtrado pasa altas.

1.10. PSD a través del Algoritmo de Lomb-Scargle

Los dispositivos que capturan la información del temblor y cuyos procesos de adquisición están controlados por sistemas operativos que no son de tiempo real como Windows ó Mac OSX, tienen la problemática de que las señales capturadas no tienen un tiempo de muestreo fijo.

Para estimar la PSD de dichas señales se procede en primer lugar a la interpolación o se puede utilizar una técnica no lineal para poder estimarla, y atacar el inconveniente de no periodicidad en el tiempo de muestreo y la no estacionalidad de la señal de temblor adquirida con el algoritmo de Lomb-Scargle [30] [31].

El algoritmo de Lomb-Scargle es calculado primero obteniendo la media " \bar{h} ", como se muestra en la ecuación 1.17

$$\bar{h} = \frac{1}{N} \sum_1^N h_i \quad 1.17$$

después se obtiene la varianza, por medio de la ecuación 1.18

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_1^N (h_i - \bar{h})^2 \quad 1.18$$

enseguida para cada frecuencia de interés se calcula un tiempo de offset " τ " por medio de la ecuación 1.19

$$\tan(2\omega\tau) = \frac{\sum_j \sin 2\omega t_j}{\sum_j \cos 2\omega t_j} \quad 1.19$$

Por último, se obtiene el periodograma normalizado mediante la ecuación 1.20

$$P_N(\omega) = \frac{1}{2\sigma^2} \frac{[\sum_j (h_i - \bar{h}) \cos(t_j - \tau)]^2}{\sum_j \cos^2 \omega(t_j - \tau)} + \frac{[\sum_j (h_i - \bar{h}) \sin(t_j - \tau)]^2}{\sum_j \sin^2 \omega(t_j - \tau)} \quad 1.20$$

1.11. Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos se hará mediante la hipótesis nula (H_0), la cual es propuesta con el propósito de ser rechazada e implica que apoya la hipótesis alterna (H_1), la cual es la hipótesis de investigación del experimento. Por lo tanto, para nuestro caso la hipótesis nula es que la plataforma desarrollada no es capaz de detectar la fatiga muscular a través del temblor cinético de tarea específica en la prueba de espirografía y bajo el protocolo de experimentación propuesto. Este análisis se realizó mediante una Anova con un nivel de confiabilidad $\alpha=0.05$.

Capítulo 2 Desarrollo de la plataforma

Para desarrollar la plataforma es necesario en primer lugar seleccionar una tableta que cumpla con las dimensiones, resolución espacial y tiempo de muestreo óptimo, para posteriormente desarrollar la aplicación que facilita la adquisición de los datos a través del uso de la interface de programación de aplicaciones o API que el fabricante brinda.

2.1. Selección de la tableta

Dado que la detección de la fatiga muscular se realizará por medio del aumento del temblor corporal mediante el dibujo de una espiral de Arquímedes, es necesario seleccionar una tableta que cumpla con las características mínimas necesarias como son: un área de dibujo mínima de 10x10 cm.

Según la literatura se sabe que el temblor cinético tiene un ancho de banda de 2 a 7 Hz [13], por lo cual, según [25] se debe de tener una frecuencia de muestreo de por lo menos 10 veces la máxima frecuencia de la señal de interés, lo cual da una frecuencia mínima de muestreo de 70 Hz. En cuanto a la resolución espacial en [8] se utiliza una tableta de la marca *TRUST* de 3048 líneas por pulgada o LPI, y una frecuencia de muestreo de 64 Hz. Por todo lo anterior se ha seleccionado la Tableta de la marca *Wacom* modelo *Intuos Pro Large*, la cual se puede ver en la Figura 2.1 y tiene las siguientes características: área activa 32.5 x 20.3 cm; una frecuencia de muestreo aparente fija de 200 Hz, con resolución de 5080 líneas por pulgada, la cual es la máxima resolución de las tabletas de este fabricante, además cuenta con un sensor de presión en el estilete de 2048 niveles y una conexión USB para conectar a la PC o una conexión inalámbrica, en caso de ser necesaria.



Figura 2.1: Tableta seleccionada Wacom Intuos Pro Large.

2.2. Interface de usuario

Como ya se mencionó, el fabricante *Wacom* provee de una API llamada *Wintab* para obtener los datos de la tableta en diversos lenguajes de programación y se eligieron Java, C# y Python para realizar los primeros prototipos de la aplicación. Solo se tuvo éxito cuando se implementó en el lenguaje Python para desarrollar la aplicación, ya que los programas de ejemplo para Java y C# no funcionaron bien con las librerías, en el apéndice se agrega el programa en Python, y en la Figura 2.2 se puede ver un diagrama de flujo de la aplicación.

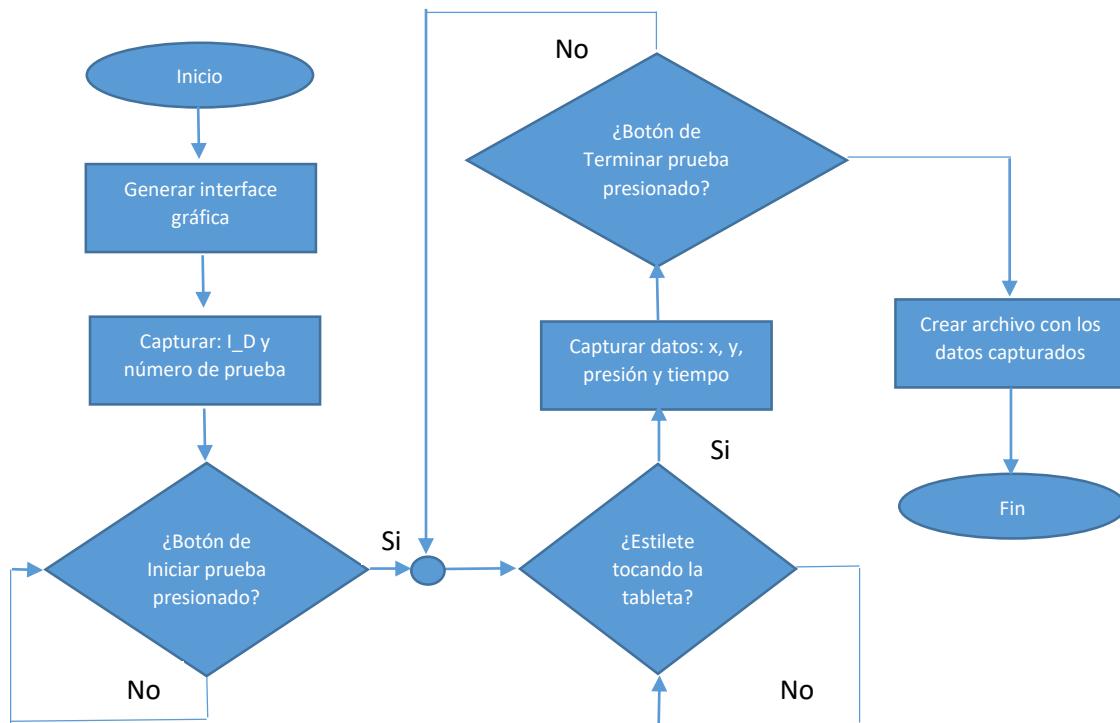


Figura 2.2: Diagrama de Flujo de aplicación en Python

Para iniciar la adquisición de los datos mediante la API *Wintab*, se instaló en una PC el programa Python 2.7, la librería de gráficos *CGkit* del *images Computer Graphics Kit* y el paquete *Pygame*, con los cuales y mediante un entorno de visualización provisto por *Wacom* [32] se pudo graficar en pantalla los datos adquiridos por la tableta, como son la posición "x", "y" y la presión del estilete. En la Figura 2.2 se puede ver el resultado gráfico de la ejecución del entorno de visualización en Python. Para almacenar el tiempo de captura y poder almacenar los datos adquiridos en un archivo CSV, se utilizaron las librerías *Time* y *CSV* respectivamente.

La interfaz del usuario permite ingresar el nombre del usuario, la edad, el número de prueba, los cuales son datos mínimos necesarios para poder identificar el archivo generado por la prueba, que se procesará posteriormente. En esta interfaz existe un botón de "Iniciar

Prueba”, el cual se debe presionar una vez ingresados los datos, para que se inicie la captura de la información proveniente del dibujo de la espiral de Arquímedes, y una vez terminado se presione el botón de “Terminar Prueba”, con lo cual se genera y se almacena en un archivo “*.dat”, desde que la pluma toca la tableta digitalizadora, hasta que se termina la prueba.

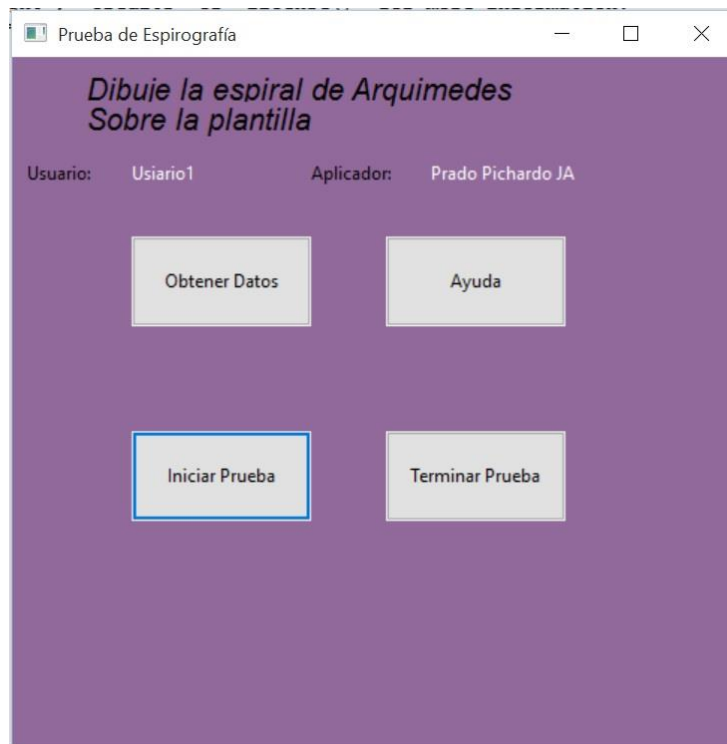


Figura 2.3: Interface de aplicación para adquisición de datos.

El resultado del dibujo de la espiral es como el que se muestra en Figura 2.3, y los datos que genera esta prueba, son: la posición “x”, la posición “y”, y la presión del estilete sobre la tableta digitalizadora, así como el tiempo de adquisición de la muestra, los cuales son guardados en un archivo, los datos de este archivo se pueden ver en la Figura 2.4.

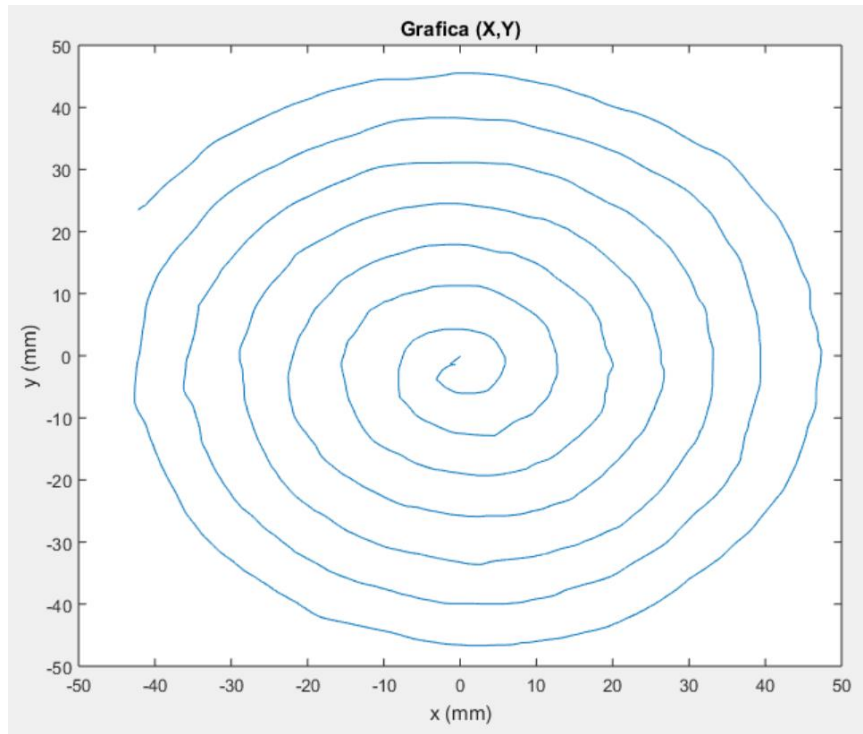


Figura 2.4: Dibujo de la espiral de un sujeto

Posición X	Posición Y	Presión "Z"	Tiempo (ms)
-0.40918	-0.1497	3	1447036914621
-0.40918	-0.1497	3	1447036914626
-0.3493	-0.11477	52	1447036914640
-0.28942	-0.05988	94	1447036914653
-0.25948	-0.02994	100	1447036914663
-0.1996	0.06487	124	1447036914675
-0.16966	0.10479	132	1447036914688
-0.11976	0.18962	152	1447036914700

Figura 2.5: Datos en archivo "*.dat" de un sujeto de prueba.

Se realizaron pruebas de adquisición de varias espirales y fue evidente el hecho que el tiempo de muestreo no es fijo. Varía entre 7 ms y 15 ms.

En la Figura 2.6 se puede observar una gráfica de bigotes para los tiempos de muestreo de los datos, donde se puede apreciar una distribución uniforme.

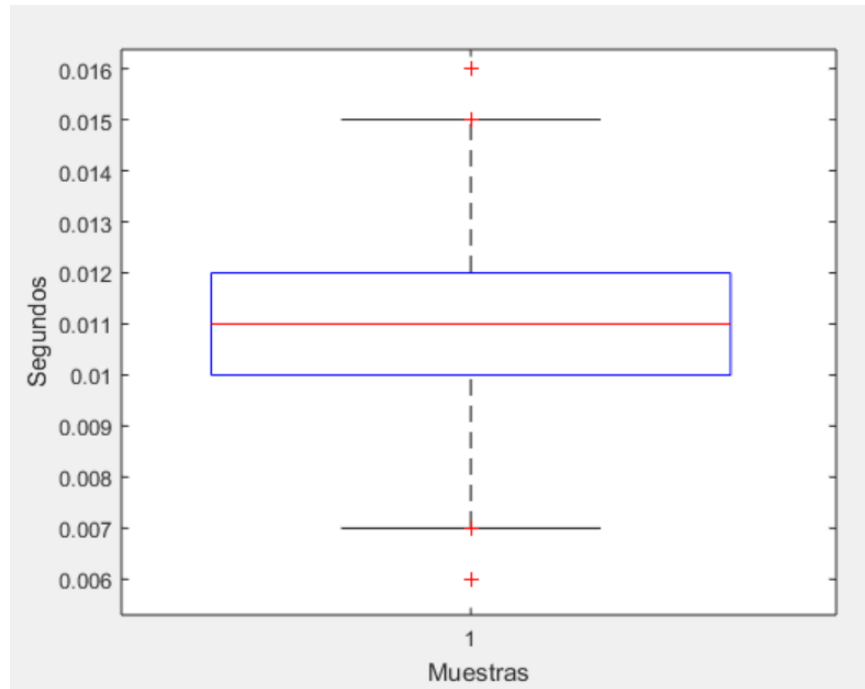


Figura 2.6: Gráfica de bigotes de la distribución de los tiempos de muestreo de los datos.

En la gráfica 2.6 se puede ver que el 50% de los datos varían entre 10 y 12 ms, y la media está en 11 ms, y dado que el usuario en promedio se tarda 35 segundos en realizar la espiral, se obtiene un promedio de 3,181 muestras, lo cual es un valor aceptable para obtener una buena estimación de la PSD para evitar fugas (leakage).

Capítulo 3 Procesamiento de datos off-line

Una vez obtenidos los datos, es necesario realizar el procesamiento de estos, el cual se hizo mediante Matlab 2015a, importando el archivo generado en Python por la prueba y el cual es identificado por el ID. Este archivo tiene datos de posición repetidos, ya que el tiempo de muestreo es superior al de la señal, y por ello se procederá a eliminarlos, para obtener solo los datos cambiantes en la posición "x" o "y", lo cual se hace mediante un script de Matlab™, el cual se puede ver en el apéndice C

3.1. Traslación del origen.

En la prueba de espirografía para test neurológico se introduce al usuario al centro de la espiral, para evitar este desfase del origen, lo cual induce una baja frecuencia en la señal [22]. En este caso es necesario lo mismo, pero no se induce al usuario al centro, sino más bien se hace que el punto donde se inicie la espiral sea el origen del sistema, y para ello se debe realizar una traslación de ejes, para que los dos correspondan y se evite este problema. En la Figura 3.1 del lado izquierdo, se pueden visualizar los dos orígenes, tanto de la espiral que es el círculo y el centro geométrico que es el cuadro. Considerando lo anterior y realizando la conversión de coordenadas rectangulares a polares se obtiene la gráfica que está a la derecha, es decir, se inducen bajas frecuencias por este desplazamiento. Por otro lado, si se toma como el centro geométrico y de la espiral el círculo, al realizar la conversión de coordenadas se obtiene la gráfica del centro, que sería la correcta. Por ello se debe hacer que el primer punto donde se toque, sea el origen de la espiral, y también sea el origen del sistema de coordenadas "x", "y" en Matlab.

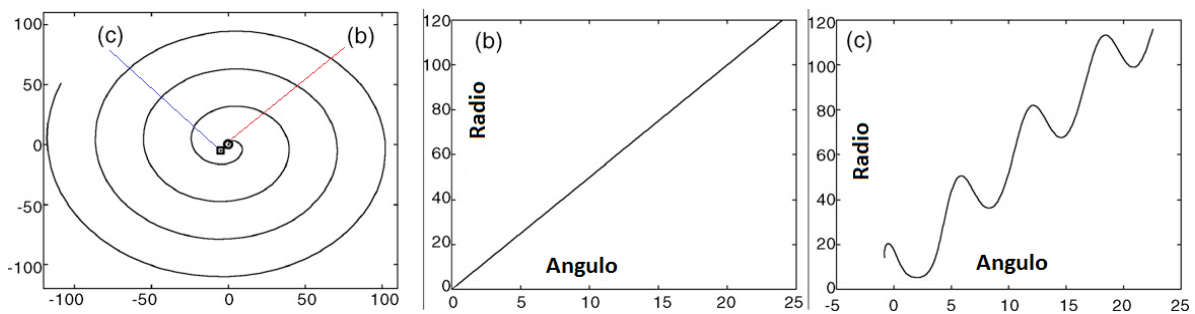


Figura 3.1: Traslación del origen para evitar bajas frecuencias inducidas [22].

3.2. Desenrollar la espiral

Como ya se ha mencionado es necesario hacer una conversión de coordenadas de rectangular a polar, para "desenrollar la espiral", donde se podrán obtener las variaciones del radio ρ , y el ángulo θ , lo cual se realiza mediante las ecuaciones 1.2 y 1.3 previamente mencionadas, con lo cual se "desenrolla la espiral". Pero la representación del temblor se obtiene procesando ρ respecto a "t", donde se pre visualiza el temblor en el tiempo, como

se puede ver en la Figura 3.2 y también con esto disminuir una variable a los datos, ya que en lugar de tener dos variables "x" y "y" cambiando en el tiempo solo tendríamos a ρ .

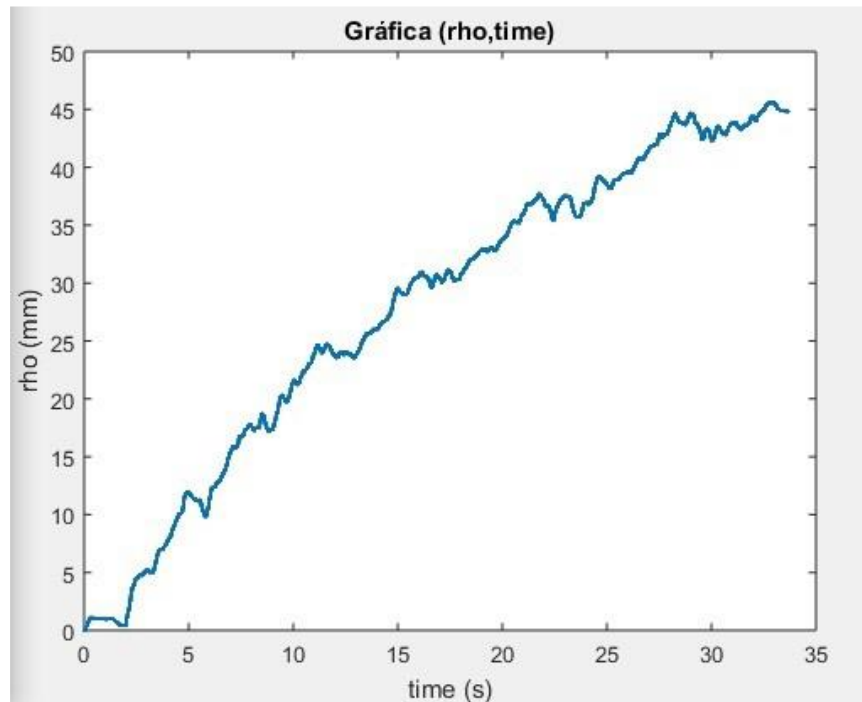


Figura 3.2: Gráfica ρ vs tiempo de un sujeto de prueba.

Como se puede ver en la Figura 3.2, la gráfica de ρ en el tiempo, no es de forma lineal, lo cual se debe a que está presente el temblor cinético de tarea específica.

3.3. Uso de plantilla

Varios trabajos utilizan plantilla como guía para realizar la espiral de Arquímedes por ejemplo en [33], sin embargo, en otros no, como en [20], por ello se realizaron seis pruebas para ver las diferencias entre ambas, donde se dibujaba la espiral con y sin la ayuda de la plantilla, para después realizar la conversión de coordenadas y analizar las gráficas, las cuales se pueden apreciar en la Figura 3.3, donde se observa que cuando no se usa plantilla se inducen frecuencias bajas entre 2 y 3 Hz en la señal, cosa que no pasa cuando se usa. Dado que se desea evaluar el temblor cinético de tarea específica, el cual está compuesto de bajas frecuencias de 2 a 7 Hz, es preferible usar la plantilla para no generar estas señales y no se induzcan al espectro de frecuencias.

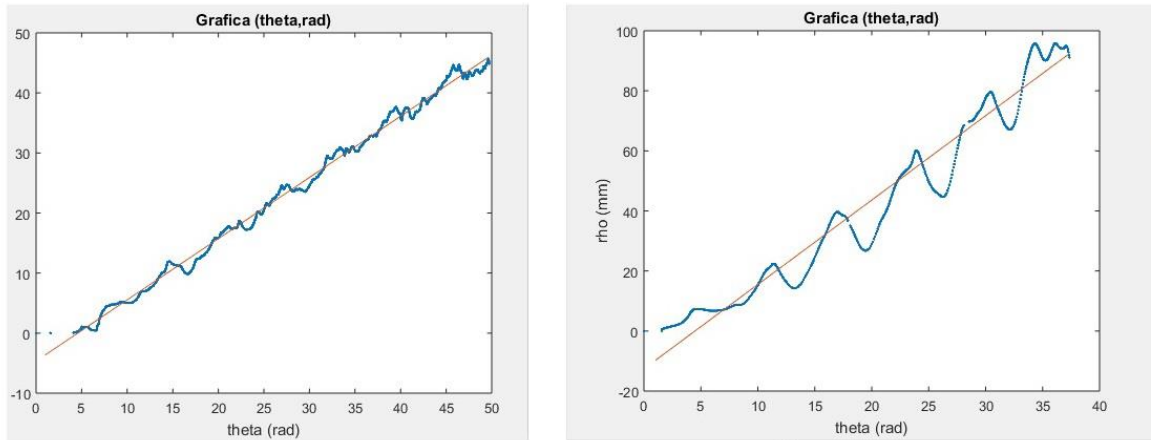


Figura 3.3: Gráficas ρ Vs θ con plantilla (izquierda) y sin plantilla (derecha) de .

La plantilla usada se puede ver en la Figura 3.4, la cual está impresa en un cuadro de 10 x 10 cm sobre acetato y pegada a la tableta, lo cual hace que la superficie sobre la que se dibuja la espiral con el estilete, sea más suave y deslice mejor que solo sobre la tableta, lo cual se asemeja más a la sensación de dibujar con un lápiz sobre el papel, como es la prueba original.

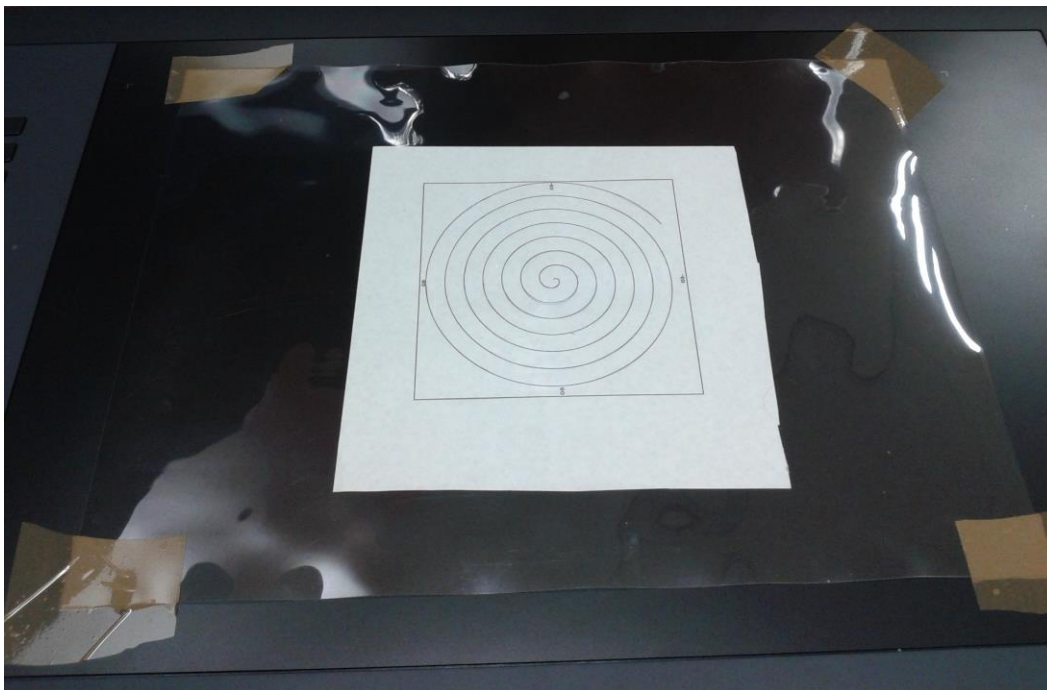


Figura 3.4: Plantilla sobre la tableta digitalizadora.

3.4. Análisis en Frecuencia

Dado que la frecuencia de muestreo no es constante, no se debe aplicar directamente la FFT para estimar la PSD. Por ello en [34], se realiza una interpolación lineal sobre la señal de posición del estilete a tiempos de muestreo constantes, pero esta técnica afecta los valores

de la PSD de acuerdo a lo reportado en [29]. En este trabajo se implementó la interpolación utilizando una spline cubica para generar una señal remuestreada a 50 Hz, seguido de la FFT para generar la PSD. Un PSD típico se muestra en la Figura 3.5, la cual se parece mucho a la reportada por [3].

Por otro lado, a los mismos datos no muestreados uniformemente se aplica el algoritmo de Lomb-Scargle para obtener la PSD, y la gráfica del resultado de este proceso se puede ver en la Figura 3.6. Las figuras 3.5 y 3.6 difieren en su respuesta frecuencial, cuando ésta se calcula con la FFT parece haber una respuesta plana desde los 2 Hz, siendo imposible evaluar una variación dependiente de la fatiga muscular. Con esta comparación y sabiendo que las frecuencias de interés para nuestro estudio están en 2 y 7 Hz, es que se optó por usar el algoritmo de Lomb-Scargle para obtener la PSD y con ello no perder información.

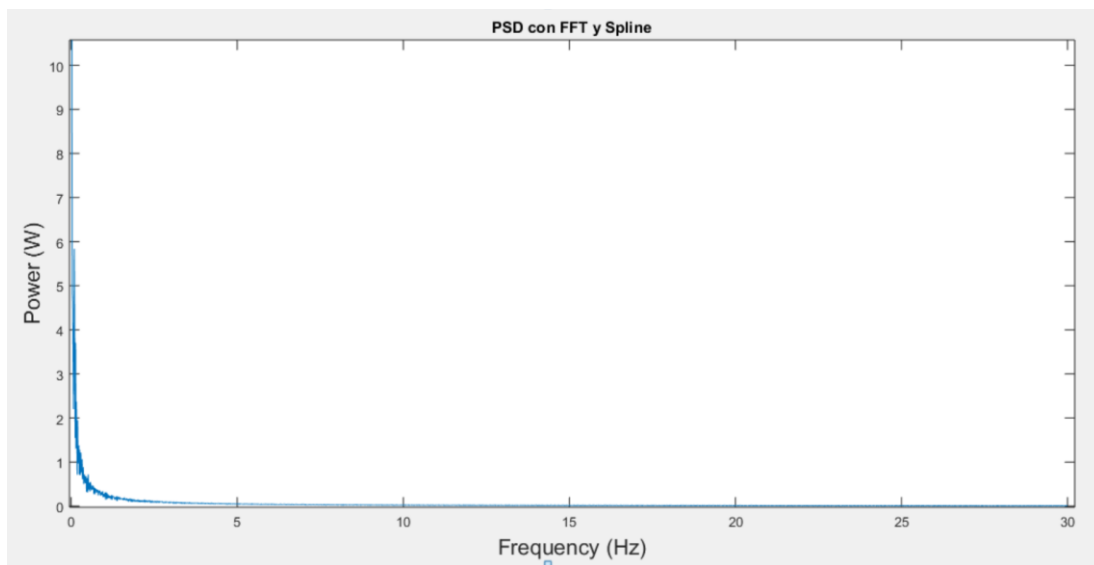


Figura 3.5: Gráfica de la PSD con interpolación spline cúbica y aplicando FFT (Sujeto con ID: OPV).

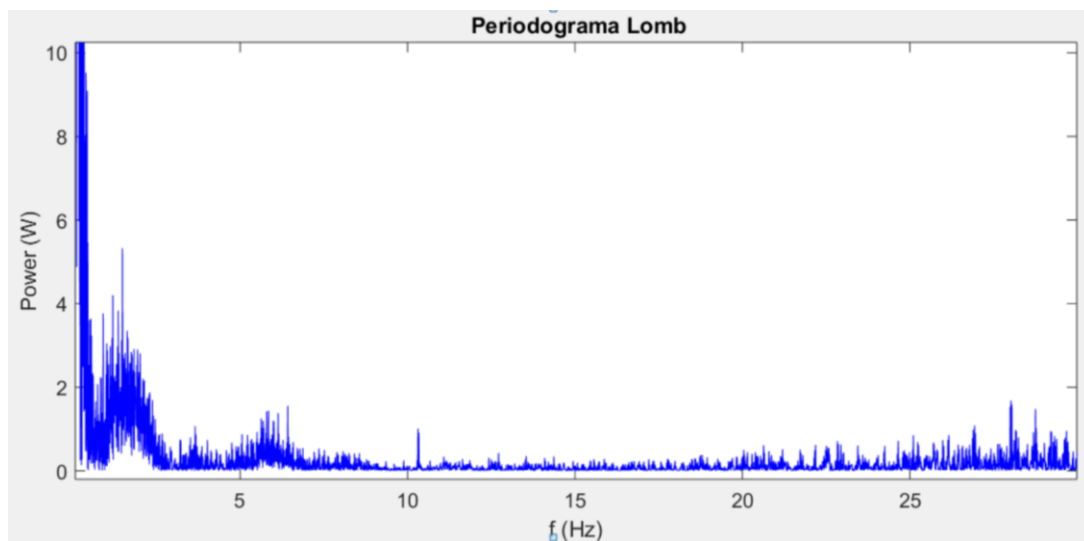


Figura 3.6: Gráfica de la PSD mediante algoritmo de Lomb-Scargle (Sujeto con ID: OPV).

Capítulo 4 Diseño del experimento

En este capítulo se describe el procedimiento realizado para la definición del protocolo del experimento, para lo cual se realizaron un total de 5 experimentaciones, en cada una se detectaban errores en el control del experimento y se corregían para poder aislar el temblor cinético de tarea específica y el aumento del promedio de la PSD solo fuera influido por la fatiga muscular y no por otras posibles variables.

La experimentación previa, la cual fue realizada para determinar si la fatiga muscular del bíceps podía ser detectada con la prueba de espirografía, pero en ésta experimentación no se realizó la medición de la máxima fuerza de contracción voluntaria o MVC, y el peso utilizado para la inducción de la fatiga muscular no fue regulado mediante esta medición.

En la primera experimentación controlada se realizó la medición del MVC, con el cual se pudo regular el peso para la inducción de la fatiga muscular, considerando la experimentación realizada en [3] en la cual se usa el 10% del MVC. En ésta primera experimentación se pretendió realizar dos estudios de forma secuencial, primero el referente a este trabajo y el segundo respecto al temblor postural [34]. La experimentación consistió en realizar primero la prueba de espirografía y después la prueba postural, después, se inducía a los sujetos la fatiga muscular, pero los resultados en la prueba postural no fueron los esperados, por lo que la prueba se intercambiaba.

En una segunda experimentación se intercambiaron las pruebas, ahora primero se realiza la prueba de temblor postural y después el temblor cinético, pero los resultados de la experimentación no son favorables para la prueba de espirografía, por lo que se decidió hacer la experimentación por separado.

Una vez más se realizó una tercera experimentación, donde ahora se aumenta el valor de la pesa usada para la inducción a un 20% del MVC, y donde ahora se realizó un análisis estadístico Anova de un factor.

Finalmente, se realizó una cuarta y última experimentación, donde a partir de las experimentaciones pasadas se define el protocolo de experimentación y con el fin de obtener más generalidad de los resultados se aumenta el número de sujetos en la experimentación.

4.1. Experimento Previo

Como un experimento previo a los demás, se pretendió ver si la prueba de espirografía sobre una tableta digitalizadora era capaz de detectar la fatiga muscular, para lo cual se realizaron pruebas en un grupo de 4 personas voluntarias, con edad promedio de 30 años, sanas y de complejión regular, a las cuales se les explicó de manera verbal el objetivo de la prueba y la metodología, la cual consistió en realizar el dibujo de la espiral de Arquímedes en 4

ocasiones, con la única restricción de que no se podía recargar la mano o el brazo sobre la tableta, y trataran de hacerlo despacio, como se muestra en la Figura 4.1.



Figura 4.1: Posición de la mano y muñeca, en dibujo de la espiral de Arquímedes.

Sin medición del MVC, se realizó la inducción de la fatiga muscular mediante repeticiones de flexión-extensión del codo, con una pesa de 1 kg, y variando el número de repeticiones, empezando con 20 y preguntado si se sentía cansancio muscular, en caso de no ser así, se realizaban más repeticiones hasta que el usuario sintiera el cansancio. Inmediatamente después se realizaba nuevamente el dibujo de la espiral en 4 ocasiones, con lo cual se concluía la prueba.

Posteriormente se realiza la conversión de coordenadas cartesianas a polares, y con las variables " ρ " y " t ", se realiza la estimación de la PSD off-line, mediante el algoritmo de Lomb-Scargle en el software Matlab.

En particular para el sujeto con identificador o ID: ELMV, se obtuvo la PSD en un rango de 2 a 7 Hz mostrada en la gráfica de la Figura 4.2, donde se observa que hay un aumento notable en el promedio de la PSD, en este ancho de banda correspondientes según la literatura al del temblor cinético.

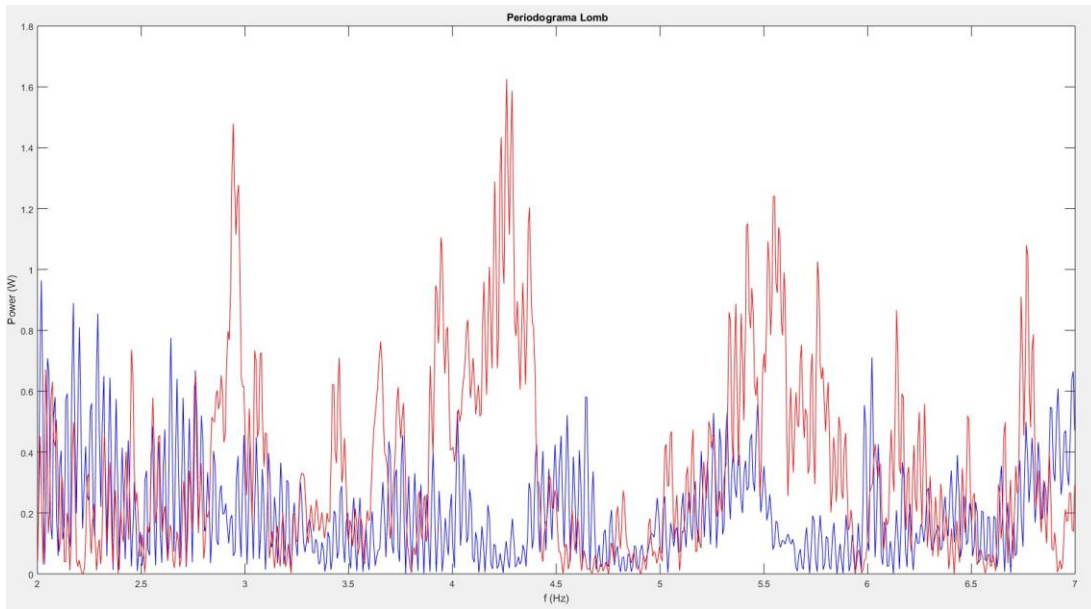


Figura 4.2: PSD en rango de 2 a 7 Hz estimada con Lomb, para sujeto ELMV en experimento previo (Azul sin fatiga y roja con fatiga).

Pero analizando los datos para todos los sujetos, se encuentra que, en este ancho de banda, el promedio de la PSD no siempre aumenta cuando se ha inducido la fatiga muscular, como se muestra en la Tabla 4.1 y en la Figura 4.3.

Experimento previo		
ID	Promedio de PSD (2-7 Hz)	
	Sin fatiga	Con fatiga
ELMV	0.2015	0.3494
MLMV	0.2834	0.2555
APP	0.2453	0.3923
SSG	0.3877	0.62
Promedio	0.2795	0.4043
Varianza	0.0047	0.0180
Desviación Estándar	0.0689	0.1340

Tabla 4.1: Promedios de la PSD estimada con Lomb para la banda de 2 a 7 Hz del experimento previo

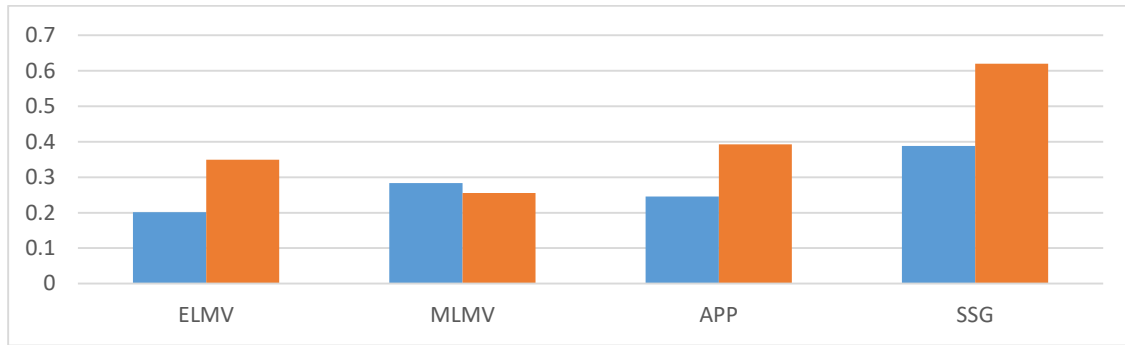


Figura 4.3: Gráfica de los promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.1 (Azul sin fatiga y roja con fatiga).

En la gráfica de esta Figura 4.3 se puede observar que hay un aumento en el promedio de la PSD, en la banda de interés en el 75% de los casos.

Por ello se calculó el promedio de la PSD en el ancho de banda de 2 a 4 Hz, sugerido en [36] para los segmentos proximales, que en el caso del miembro superior corresponde al bíceps y se encuentra que los promedios de la PSD en este ancho de banda si aumentan para todos los sujetos de prueba, como se puede ver en la Tabla 4.2 y en la Figura 4.4.

Experimento previo		
ID	Promedio de PSD (2-4 Hz)	
	Sin fatiga	Con fatiga
ELMV	0.231	0.3165
MLMV	0.2993	0.3563
APP	0.3682	0.4561
SSG	0.3184	0.957
Promedio	0.3042	0.5215
Varianza	0.0024	0.0658
Desviación estándar	0.0492	0.2565

Tabla 4.2: Promedios de la PSD estimada con Lomb para la banda de 2 a 4 Hz del experimento previo

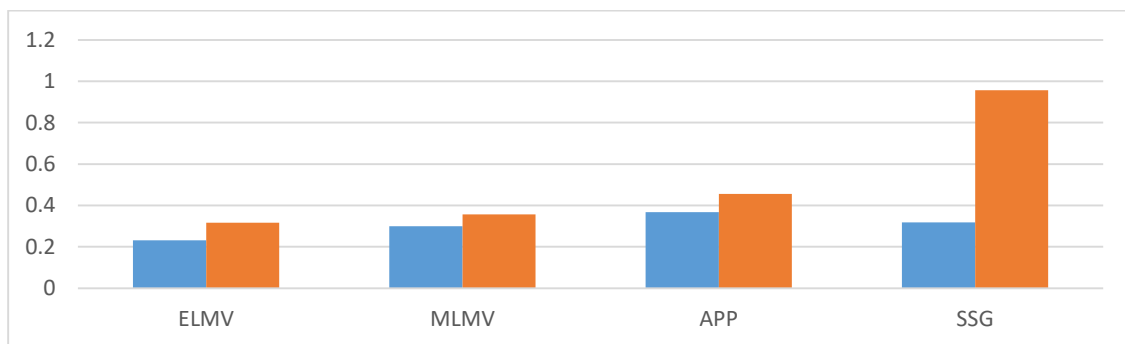


Figura 4.4: Gráfica de los promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.2 (Azul sin fatiga y roja con fatiga).

En esta banda de 2 a 4 Hz, hay un aumento en el promedio de la PSD en el 100% de los casos. Y esto también se compara con los valores obtenidos para la PSD, en el rango de 8 a 12 Hz, que corresponde al temblor postural y el cual es el usado en [3], y donde se puede ver que tampoco hay un aumento generalizado de los promedios, como se puede ver en la Tabla 4.3 y Figura 4.5

Experimento previo		
ID	Promedio de PSD (8-12 Hz)	
	sin fatiga	con fatiga
ELMV	0.103	0.114
MLMV	0.1517	0.111
APP	0.2944	0.1452
SSG	0.2357	0.204
Promedio	0.1962	0.1436
Varianza	0.0055	0.0014
Desviación estándar	0.0739	0.0374

Tabla 4.3: Promedios de la PSD estimada con Lomb para la banda de 8 a 12 Hz del experimento previo.

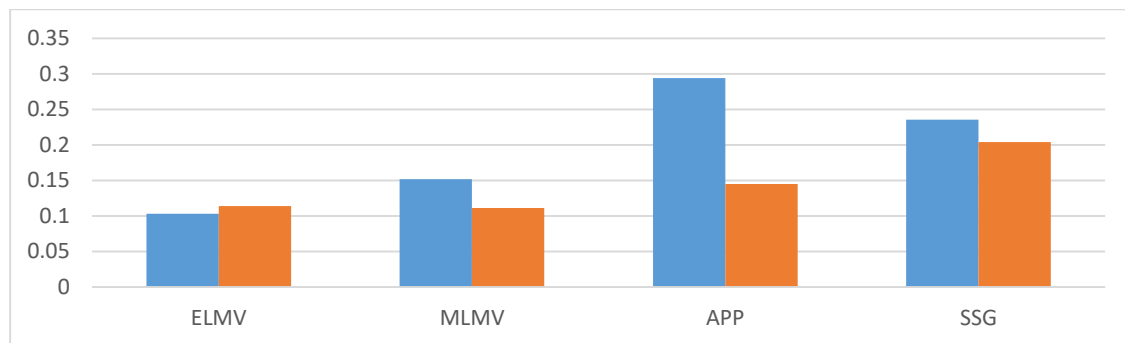


Figura 4.5: Gráfica de los promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.3 (Azul sin fatiga y roja con fatiga).

Para esta banda de 2 a 8 Hz, solo hay aumento del promedio de la PSD en el 25% de los casos.

4.2. Experimento 1

Las pruebas anteriores se realizaron sin un protocolo bien definido y sin el control de ciertas variables, como es la medición del MVC y, por consiguiente, de la regulación del peso para inducir la fatiga muscular. Por lo tanto, para este segundo experimento el MVC se midió con un dinamómetro marca IMADA Modelo DS2-110 que se muestra en la Figura 4.6, que tiene una capacidad máxima de medición de 500N, lo cual es suficiente, ya que en promedio los sujetos tienen un MVC de 110N.



Figura 4.6: Sensor de Fuerza IMADA para medir el MVC.

Para la medición del MVC se usaron varios medios para fijar el dinamómetro, entre ellos un banco de laboratorio, en el cual se vieron varios inconvenientes como: si las piernas están sin apoyo se desequilibra el cuerpo al realizar la medición y se generó estrés en el sujeto de prueba, el cual era visible a simple vista y con ello se genera temblor corporal, lo cual no es algo deseable. Por otro lado, si el sujeto apoya los pies en el reposa pies, genera fuerza también con las piernas y la medición del MVC no solo será la del bíceps, sino también de las piernas, por lo que las mediciones no son correctas. Viendo estos inconvenientes, se optó por usar una silla donde los pies están reposando en el piso y el dinamómetro se coloca de modo que no se pueda ejercer fuerza con las piernas, como se muestra en la Figura 4.7.



Figura 4.7: Forma de medir el MVC.

A la par de esta investigación, se realizó otro trabajo, para detectar el temblor postural con un ancho de banda de 8 a 12 Hz, el cual se realiza sosteniendo el brazo contra la gravedad, y este temblor se midió utilizando un dispositivo de rastreo óptico de bajo costo, muy parecido al *Kinect*®, llamado "Leap Motion", con el fin de optimizar los sujetos de la prueba y realizar comparaciones del análisis del temblor en diferentes pruebas en el mismo sujeto. Por ello realizaron dos pruebas de temblor cinético y postural, basándose en el experimento realizado en [3], explicando la metodología de la prueba mediante un video y mediante una carta que explica el objetivo de las mismas y se pide el consentimiento de los sujetos de prueba, también se les solicitó el llenado de un pequeño cuestionario donde se obtuvieron diferentes datos para fines estadísticos, y que pudieran ser criterios de exclusión del experimento, en este mismo formato se registra su máxima fuerza de contracción voluntaria o MVC, este se puede ver en el Apéndice A.

En este experimento se realizó primero la prueba de espirografía y en seguida la prueba postural, para después medir el MVC, y en base a esto se entregó una pesa con el 10% de este valor para realizar 20 flexiones-extensiones a máxima velocidad, con lo cual se indujo la fatiga y nuevamente realizó la prueba de espirografía seguida de la prueba postural, de estas pruebas se obtuvieron los datos de la Tabla 4.4.

Experimento 1		
ID	Promedio de PSD (2-4 Hz)	
	Sin fatiga	Con fatiga
APP	0.8391	1.4759
JVB	0.8804	2.7752
IFV	1.9191	2.3748
RACS	0.6881	2.7978
OPR	3.4726	5.5209
Promedio	1.5599	2.9889
Varianza	1.1058	1.8319
Desviación estándar	1.0515	1.3535

Tabla 4.4: Promedios de la PSD en la banda de 2 a 4 Hz estimada con Lomb por sujeto en experimento 1.

En los datos de la Tabla 4.4 se puede ver que los promedios de la PSD también aumentan, y gráficamente se aprecia un aumento en los promedios en el ancho de banda de 2 a 4 Hz, lo cual se puede ver en la Figura 4.8.

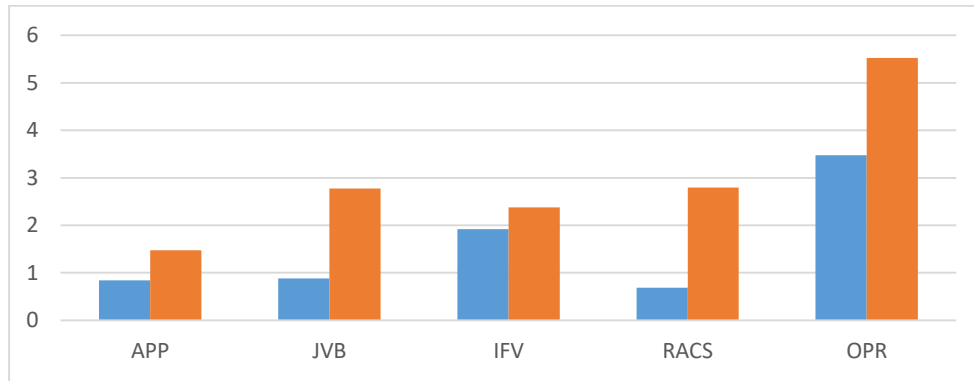


Figura 4.8: Gráfica de promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.4 (azul sin fatiga y roja con fatiga).

En este segundo experimento se puede observar que, en esta banda de 2 a 4 Hz, hay un aumento en el promedio de la PSD en el 100% de los casos.

4.3. Experimento 2

Dado que los resultados del análisis de datos de las pruebas posturales en el experimento 1 no eran los esperados, es decir se esperaba un aumento en el promedio de la PSD y no sucedió, por lo que, se sospechó que la prueba de espirografía influía sobre la prueba postural, y por ello se decidió realizar otra experimentación, intercambiando el orden de la aplicación de éstas, es decir, primero se aplicó la prueba postural y después la de espirografía, se realizó la medición del MVC y nuevamente se aplicó la prueba postural y de espirografía. Los resultados no fueron buenos para la prueba de espirografía, esto posiblemente a que al realizar la prueba de espirografía ya se traía inducida una fatiga de la prueba postural y nuevamente los resultados de la prueba postural no fueron los esperados, por ello se cambió la inducción de la fatiga muscular de un 10% del MVC a un 20% del MVC, para asegurar que existiera una mayor fatiga muscular. Como los resultados de este experimento no fueron los esperados para ninguna de las dos pruebas, los datos de éste fueron desechados.

Con base a todas las experimentaciones antes realizadas y con las experiencias obtenidas se definió que las pruebas deberían ser independientes, y se pudo realizar la definición de un protocolo para una nueva experimentación, la cual se define a continuación.

4.4 Protocolo del Experimento.

Se seleccionó el rango de edades entre 18 y 30 años para los sujetos de prueba voluntarios, a los cuales después de una breve explicación acerca del objetivo de la prueba, así como la lectura de una carta de información y consentimiento presentada en el Anexo 1, se les pidió que llenaran un pequeño cuestionario para obtener datos para la identificación, los cuales son las iniciales del nombre, que relacionan al ID del archivo de datos generados, además de información sobre la toma de café o alcohol horas antes de la prueba, o el consumo de

drogas, o la regularidad con la que hacen ejercicio, los cuales pudieran servir para futuros análisis estadísticos o criterios de exclusión.

Una vez hecho esto, se procedió a realizar la prueba de espirografía, para lo cual se pidió a los sujetos que se sentaran cómodamente en la silla, que descansaran su brazo no dominante sobre su pierna y que, sin recargar mano o brazo sobre la mesa, iniciaran con el dibujo de la espiral sobre la tableta guiándose con la plantilla del centro hacia afuera, con la indicación de realizarla despacio, teniendo un tiempo aproximado de un minuto para realizar la prueba. Realizaron un primer intento como entrenamiento para poder corregir posibles fallas al realizar la prueba, como son una alta velocidad al dibujar o que recarguen el cuerpo o la mano sobre la mesa. En seguida se procede a realizar otra prueba para adquirir los datos que serán utilizados como referencia de la espiral sin fatiga. El siguiente paso es medir el MVC del sujeto, para lo cual se le pide al sujeto de prueba que comodante sentado jale hacia arriba con la mayor fuerza posible, de un cable sujeto a un dinamómetro y en con a esta medición se realiza la inducción de la fatiga muscular mediante 20 repeticiones de flexión-extensión del bíceps con el 20% de esta MVC a máxima velocidad. Inmediatamente después se realiza nuevamente la prueba de espirografía, pero ahora con la fatiga inducida y bajo los mismos criterios descritos anteriormente.

Los principales cambios en la definición del protocolo, son el control en la velocidad de ejecución de la prueba, el aumento del 10% del peso del MVC al 20%,

4.5 Experimento 3

Con el protocolo definido, y únicamente realizando la prueba para detectar temblor cinético de tarea específico, se procedió a realizar un experimento más, bajo la metodología antes descrita y con seis sujetos de prueba. Los resultados se muestran en la Tabla 4.5, y gráficamente se puede apreciar la variación de los promedios en la banda de 2 a 4 Hz en la Figura 4.10.

Experimento 3		
ID	Promedio de PSD (2-4 Hz)	
	Sin fatiga	Con fatiga
RMA	0.3545	0.1993
CRM	0.0859	0.7746
NADH	0.4713	0.8759
DEPT	0.3497	0.4112
MOGR	0.4302	0.761
Promedio	0.3383	0.6044
Varianza	0.0180	0.0657
Desviación estándar	0.1343	0.2564

Tabla 4.5: Promedios de la PSD estimada con Lomb por sujeto en experimento 3.

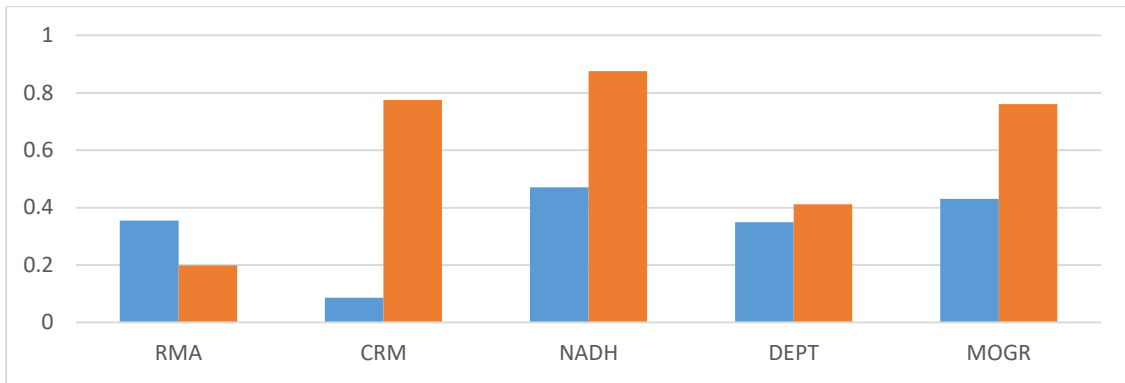


Figura 4.9: Gráfica de promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.5 (azul sin fatiga y roja con fatiga).

Con los resultados obtenidos del experimento 3, se realizó un análisis de varianza de un factor Anova, el cual fue de un valor para $p=0.1032$, y hay un aumento en el promedio de la PSD en el 80% de los casos.

4.6. Experimento 4

Con el fin de realizar las pruebas sobre un grupo de control más grande, se realizó una prueba final con 15 sujetos de prueba, de la cual los promedios en la banda de 2 a 4 Hz, 2 a 7 Hz y 8 a 12 Hz del PSD son los que se muestran en la Tabla 4.6.

Para el rango de 2 a 4 Hz, se obtiene una gráfica de bigotes de la figura de la distribución de los datos, donde se puede ver que la distribución de los datos no es normal, tanto para cuando se ha inducido la fatiga muscular, como cuando no se ha inducido, lo cual se puede ver en la Figura 4.10.

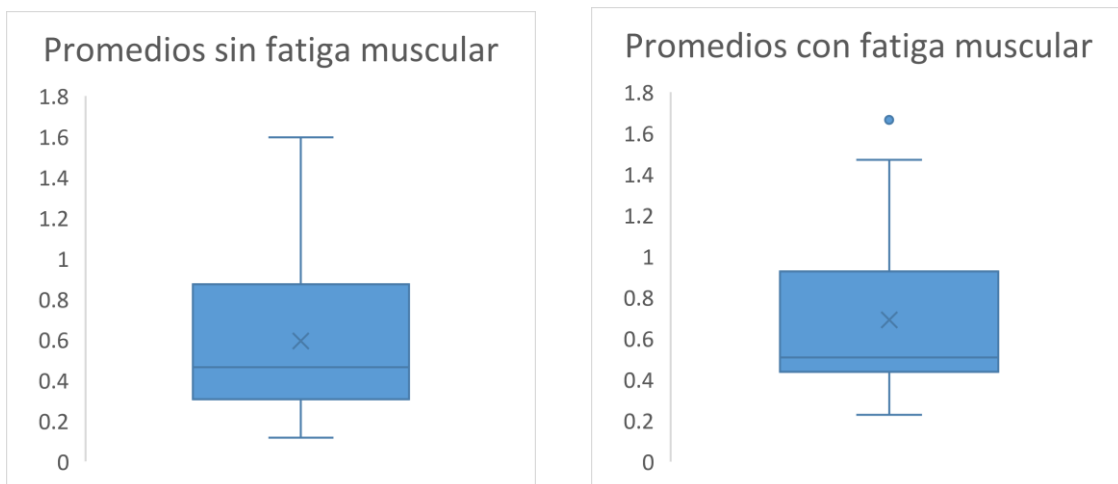


Figura 4.10: Gráfica de bigotes de la distribución de los promedios sin y con fatiga muscular.

Experimento 4							
No.	ID	Promedio de PSD 2-4 Hz		Promedio de PSD 2-7 Hz		Promedio de PSD 8-12 Hz	
		Sin fatiga	Con fatiga	Sin fatiga	Con fatiga	Sin fatiga	Con fatiga
1	LSCI	0.3117	0.4695	0.2846	0.4067	0.1389	0.0785
2	IGP	0.5806	0.8321	0.3983	0.6044	0.2686	0.1993
3	OHA	0.8722	0.9688	0.5565	0.4344	0.2548	0.1649
4	MDGM	0.117	0.7084	0.0922	0.3702	0.0762	0.1488
5	IGG	0.3055	0.5498	0.2119	0.3445	0.1353	0.126
6	OPV	0.3922	0.418	0.3217	0.3405	0.146	0.0885
7	VW	0.4072	0.4615	0.3469	0.2519	0.0479	0.0706
8	AGEP	0.4637	0.9258	0.3863	0.5948	0.1751	0.1619
9	MAFM	0.2233	0.2341	0.2044	0.1932	0.1551	0.1521
10	JAAD	1.5955	1.6641	1.1710	1.2889	0.3959	0.5054
11	OAMG	1.0972	1.4697	0.7170	1.0042	0.2218	0.2513
12	SENT	0.8151	0.5065	0.6975	0.4795	0.3366	0.2338
13	AAS	0.2765	0.227	0.2044	0.1208	0.2062	0.1246
14	EAGG	0.92	0.4691	0.6055	0.3371	0.1664	0.1757
15	MMTG	0.5226	0.4373	0.3054	0.6001	0.1238	0.1703

Promedio	0.5934	0.6894	0.4336	0.4914	0.1899	0.1768
Varianza	0.1477	0.1649	0.0714	0.0874	0.0082	0.0102
Desviación estándar	0.3843	0.4061	0.2672	0.2957	0.0904	0.1010

Tabla 4.6: Promedios de PSD estimada con Lomb de 2 a 4 Hz en experimento 4.

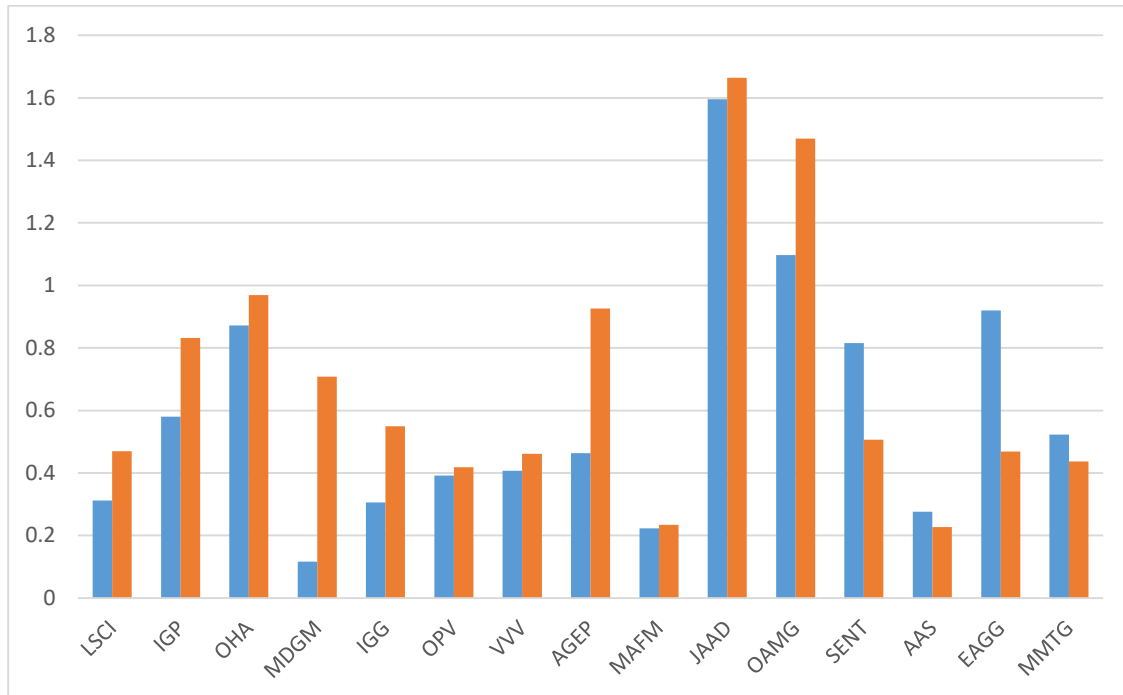


Figura 4.11: Gráfica de promedios de PSD estimada con Lomb de la Tabla 4.6 (azul sin fatiga y roja con fatiga).

En la gráfica de la figura 4.11, se pueden ver los promedios sin y con fatiga, para la banda de 2 a 4 Hz obtenidos con Lomb, y donde se puede ver que hay un aumento en el promedio de la PSD de un 73.33% para los casos de estudio, y a estos datos se les aplicó un análisis estadístico, mediante una Anova de un factor y se obtiene un valor de probabilidad $p=0.5254$ como se observa en la Tabla 4.7.

Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza		
Columna 1	15	8.9003	0.5933533	0.158237		
Columna 2	15	10.3417	0.6894467	0.176691		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	0.0692545	1	0.0692545	0.413549	0.525405697	4.19597182
Dentro de los grupos	4.6889881	28	0.1674639			
Total	4.7582426	29				

Tabla 4.7: Resultado de Anova para banda de 2 a 4 Hz

Los resultados anteriores se comparan con la tabla de los valores promedio de PSD en la banda de 2 a 4 Hz, aplicando remuestreo mediante spline a 50 Hz, y estimando ésta PSD por medio de la FFT, que se pueden ver en la Tabla 4.8, y gráficamente se puede visualizar en la Figura 4.12.

Para estos valores obtenidos por medio de FFT, se ha realizado también un análisis estadístico Anova, obteniendo un valor de probabilidad $p=0.8922$, como se observa en la Tabla y un porcentaje en el aumento de la PSD de un 53.33% de los casos, lo cual es un menor valor que el obtenido al estimar la PSD con el algoritmo de Lomb-Scargle, dentro del mismo ancho de banda de 2 a 4 Hz.

Experimento 4			
No.	ID	Promedio de PSD (2-4 Hz)	
		Sin fatiga	Con fatiga
1	LSCI	0.0540	0.0634
2	IGP	0.0344	0.0370
3	OHA	0.0480	0.0490
4	MDGM	0.0361	0.0352
5	IGG	0.0555	0.0735
6	OPV	0.0470	0.0439
7	VW	0.0307	0.0319
8	AGEP	0.0535	0.0557
9	MAFM	0.1008	0.0928
10	JAAD	0.0456	0.0458
11	OAMG	0.0507	0.0472
12	SENT	0.0634	0.0541
13	AAS	0.1063	0.1050
14	EAGG	0.0477	0.0458
15	MMTG	0.1697	0.1921
Promedio		0.0629	0.0648
Varianza		0.0012	0.0016
Desviación estándar		0.0353	0.0394

Tabla 4.8: Promedios de PSD estimada con FFT y con remuestreo a 50 Hz en la banda de 2 a 4 Hz en experimento 4.

Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza		
Columna 1	15	0.9434	0.062893333	0.00133358		
Columna 2	15	0.9724	0.064826667	0.00166642		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	2.8033E-05	1	2.80333E-05	0.01868889	0.892240385	4.19597182
Dentro de los grupos	0.042	28	0.0015			
Total	0.04202803	29				

Tabla 4.9: Anova en banda de 2 a 4 con spline y FFT.

Este valor de probabilidad obtenido es el más grande encontrado, y el hecho de que toda la PSD de la señal en la banda de 2 a 20 Hz, aumente o disminuya de forma igual (como se puede ver en la Figura 4.13), indicaría que el temblor corporal inducido por la fatiga aumenta en todas las frecuencias de 2 a 20 Hz, lo cual no está de acuerdo con la literatura [8], y no es lógico.

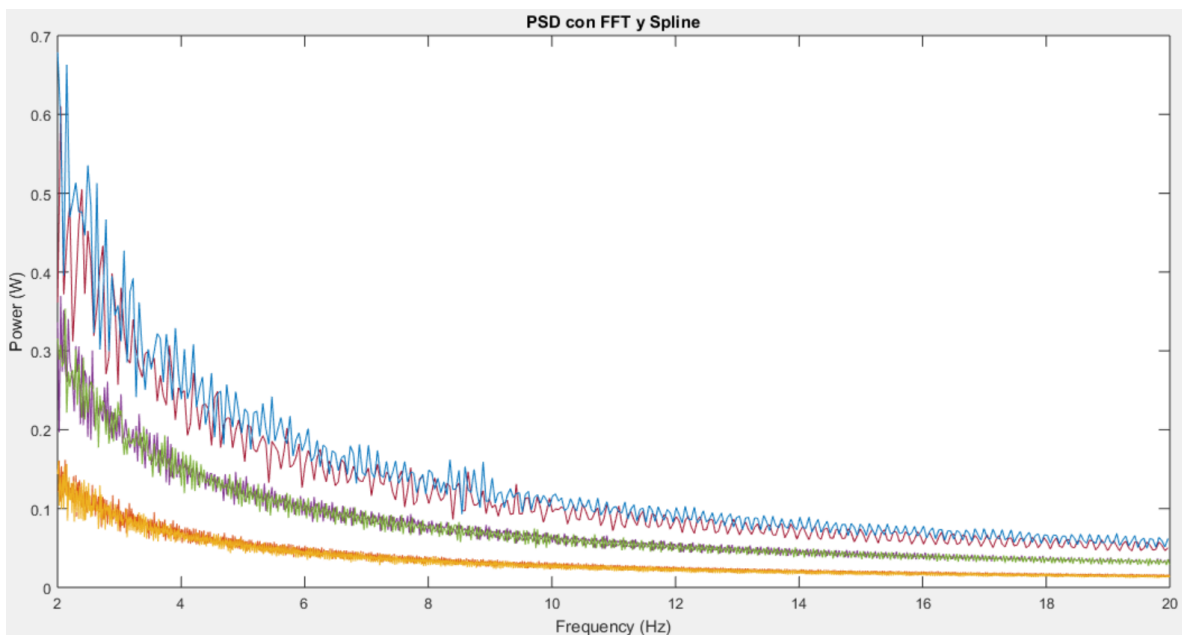


Figura 4.12: Aumento en el promedio de PSD en todo el Ancho de banda de 2 a 20 Hz.

Por otro lado, se analizó el ancho de banda de 2 a 7 Hz, propuesta por la literatura, para ver si el temblor cinético de tarea específica aumenta en dicha banda en condiciones de fatiga, y los resultados se pueden ver en la gráfica en la Figura 4.14.

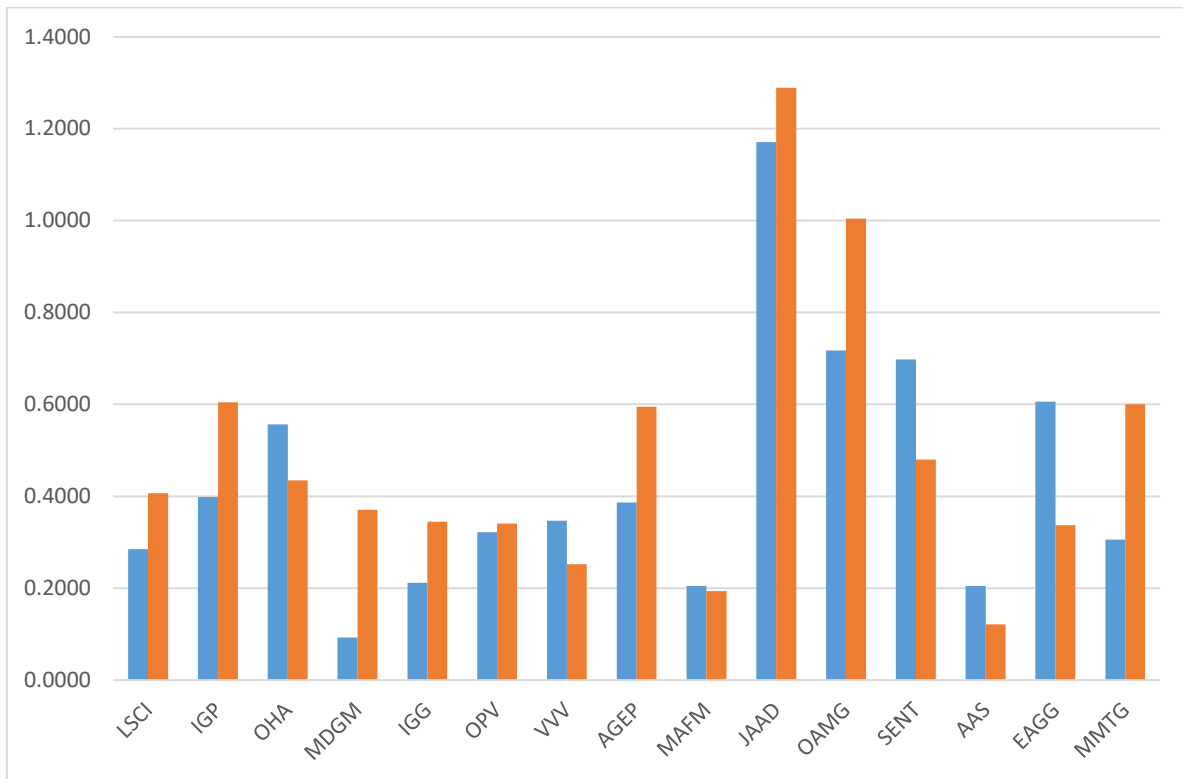


Figura 4.13: Gráfica de promedio de PSD estimada con Lomb por sujeto en experimento 4 de 2 a 7 Hz (azul sin fatiga y roja con fatiga).

Se realizó también un análisis estadístico Anova de un factor y se obtuvo un valor de probabilidad $p=0.5914$ el cual se puede ver en la Tabla 4.10, y un aumento en el promedio de la PSD del 60% de los casos.

Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza		
Columna 1	15	6.5036	0.43357333	0.07652141		
Columna 2	15	7.3712	0.49141333	0.09366337		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	0.02509099	1	0.02509099	0.29486762	0.59141493	4.19597182
Dentro de los grupos	2.38258703	28	0.08509239			
Total	2.40767802	29				

Tabla 4.10: Resultado de Anova para banda de 2 a 7 Hz

Y también se realiza el mismo análisis estadístico Anova de un factor para los promedios de la PSD en el rango de 8 a 12 Hz (correspondiente al temblor postural), lo cual se puede observar en la Figura 4.15.

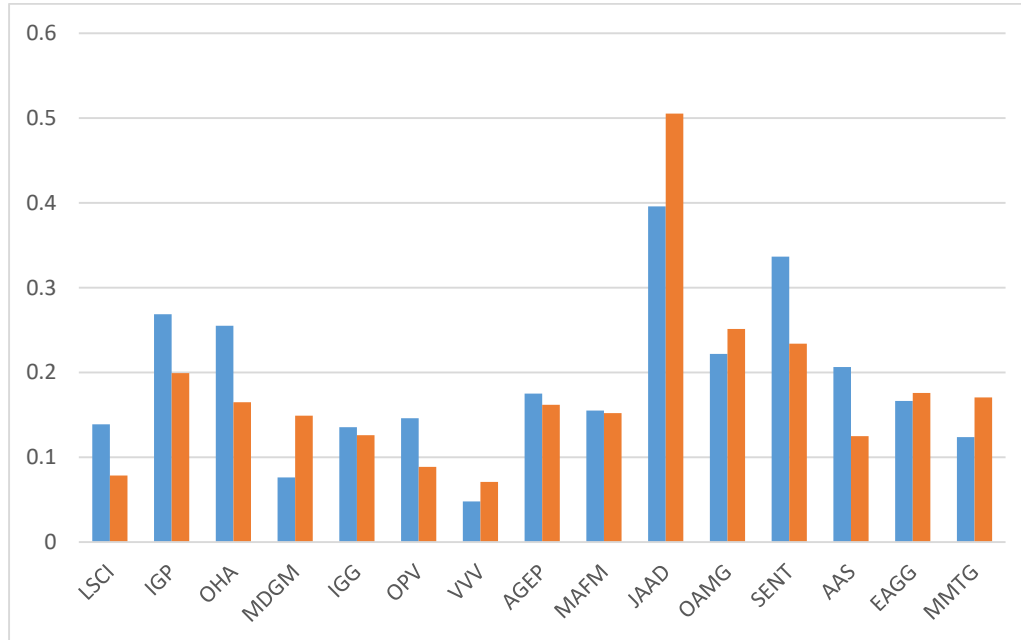


Figura 4.14: Gráfica de promedio de PSD estimada con Lomb por sujeto en experimento 4 de 8 a 12 Hz (azul sin fatiga y roja con fatiga).

Y donde se obtuvo un valor de probabilidad $p = 0.7198$ que se puede observar en la Tabla 4.11, y un aumento en el promedio de la PSD del 46.66% de los casos.

Análisis de varianza de un factor						
RESUMEN						
<i>Grupos</i>	<i>Cuenta</i>	<i>Suma</i>	<i>Promedio</i>	<i>Varianza</i>		
Columna 1	15	2.8486	0.18990667	0.00875703		
Columna 2	15	2.6517	0.17678	0.01093774		
ANÁLISIS DE VARIANZA						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	0.00129232	1	0.00129232	0.13123486	0.719875096	4.19597182
Dentro de los grupos	0.27572681	28	0.00984739			
Total	0.27701913	29				

Tabla 4.11: Resultado de Anova para banda de 8 a 12 Hz

Capítulo 5 Conclusiones y discusiones

5.1 Conclusiones

- Se concluye que no es posible detectar la fatiga muscular en miembros superiores, a través del temblor cinético de tarea específica mediante la prueba de espirografía sobre una tableta digitalizadora, ya que la hipótesis nula no puede ser rechazada, por medio de la Anova de un factor con nivel de confiabilidad de 0.05.
- Como lo dice la literatura y se ha corroborado en este trabajo, al remuestrear los datos no muestreados uniformemente, para después estimar la PSD mediante FFT, genera la pérdida de información valiosa.
- Es recomendable utilizar platilla para dibujar la espiral sobre la tableta digitalizadora, así como realizar la traslación de ejes, para evita la inducción de frecuencias bajas a la señal.
- No es recomendable hacer pruebas para detectar temblores posturales y cinéticos en el mismo experimento, ya que puede haber interferencias, como se ha demostrado en la experimentación realizada.

5.2 Discusiones

- La experimentación realizada en [3], donde se realizan tres experimentaciones para detectar fatiga muscular mediante el temblor corporal por tres métodos diferentes es errónea, ya que en dos de esas experimentaciones se presenta el temblor postural con un ancho de banda de 8 a 12 Hz y en la experimentación de la prueba de espirografía se presenta temblor cinético de tarea específica con diferente ancho de banda de 2 a 7 Hz.
- En el diseño de la experimentación de este trabajo se han realizado diversas consideraciones, para una mejor ejecución del experimento, como el hecho de que el peso con el cual se induce la fatiga muscular se ha aumentado del 10% al 20%, para incrementar la fatiga muscular y con ellos el dispositivo sea más sensible a detectarlo.
- Se realizaron comparaciones en tres anchos de banda 2 a 4 Hz, 2 a 7 Hz y 8 a 12Hz, ya que en la experimentación realizada en [3], se pretende encontrar incremento en la banda de 8 a 12 Hz, la cual corresponde a temblor postural, y con esto se corrobora que esta banda de frecuencia el promedio de la PSD no aumenta, es decir este temblor no se presenta de manera significativa, por otro lado, la banda de 2 a 7 Hz,

que es la que reporta la literatura, si tiene aumento, pero la banda que tuvo más aumento en el promedio de la PSD es la de 2 a 4 Hz, la cual corresponde a el temblor corporal generado por los miembros proximales, en este caso de los miembros superiores corresponde al bíceps.

- El hecho de que la hipótesis nula haya tenido un valor de probabilidad mayor a 0.05 nos indica que no hay argumentos para rechazar esta hipótesis nula, y por tanto es aceptado que la plataforma desarrollada no es capaz de detectar la fatiga muscular a través del temblor cinético de tarea específica en la prueba de espirografía y bajo el protocolo de experimentación propuesto, pero se ha observado que en el rango de 2 a 4 Hz, si se ha obtenido un aumento generalizado en el promedio de la PSD estimada por Lomb-Scargle, lo cual sugiere que, si es posible detectar la fatiga muscular mediante esta prueba de espirografía sobre tableta digitalizadora, en el rango de frecuencias antes dicho, ya que el aumento del porcentaje de las PSDs en esta banda es de un 73.33%, comparado con el 53.3% de aumento al aplicar remuestreo y FFT en el mismo ancho de banda, para lo cual es necesario realizar más experimentaciones, y usar otro tipo de análisis estadístico.

Apéndice A



FI - UAEM Dinámica de sistemas y control
Investigadores: Otniel Portillo, Alberto Prado

ID: _____

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 y cinético antes y después la inducción de la fatiga muscular, en miembros superiores.

PROCEDIMIENTOS. Si usted acepta participar en el estudio, se procederá realizar una lectura de datos con sensor óptico de rastreo (como se establece en el protocolo) y una prueba de espirografía con tableta digitalizadora. Para posteriormente realizar la inducción de la fatiga, mediante las 20 repeticiones del 20% de la máxima fuerza de contracción voluntaria (MVC) medida con dinamómetro, y nuevamente se realizarán la lectura de datos con sensor óptico de rastreo y posteriormente realizar la prueba de espirografía.

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.



FI - UAEM Dinámica de sistemas y control
Investigadores: Otniel Portillo, Alberto Prado

ID: _____

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 represarais.

Fecha (Día/Mes/Año): _____ Firma: _____

Questionario:

ID (Iniciales del nombre): _____

Edad: _____ Peso: _____

Estatura: _____ Sexo: _____

¿Toma café? _____ ¿Cuántas veces por semana? _____

¿Toma alcohol? _____ ¿Cuántas veces por semana? _____

¿Fuma? _____ ¿Cuántas veces por semana? _____

¿Consume drogas? _____ ¿Qué tipo y con qué frecuencia? _____

¿Realiza ejercicio? _____ ¿Cuántas horas a la semana? _____

Tipo de ejercicio (Aeróbico o Anaeróbico) _____

¿Padece algún trastorno Neurológico? _____ ¿Toma algún medicamento? _____

¿Padece algún trastorno de sueño? _____ ¿Cuántas horas duerme al día? _____

¿Es diabético? _____

MVC: _____ Newton

Apéndice B

```
import wx
import math
import wx.lib.sized_controls as sc
import wx.lib.buttons as buttons

import os
import pygame
import csv
import time
from tabletmm import Tablet
try:
    import cPickle as pickle
except ImportError:
    import pickle
pygame.init()

class ControlSpiral(wx.Frame):

    #posicion de las etiquetas

    LABEL_POSX1 = 80
    LABEL_POSX2 = 150
    LABEL_POSY1 = 100
    LABEL_POSY2 = 130
    LABEL_POSY3 = 160
    LABEL_POSY4 = 190
    INST_POSX1 = 80
    INST_POSY1 = 350

    def __init__(self, parent, id, title):
        wx.Frame.__init__(self, parent, id, title, size=(500,500))
        #establecer el color de fondo
        self.SetBackgroundColour(wx.Colour(145,105,155))
        #crear las etiquetas para los textctrl
        texttitulo1="Sobre la plantilla"
        texttitulo2="Instrucciones:"
        texttitulo3="Dibuje la espiral guiandose con la plantilla"
        titulo2= wx.StaticText(self, label=texttitulo2,
pos=(ControlSpiral.INST_POSX1,ControlSpiral.INST_POSY1))
        titulo3= wx.StaticText(self, label=texttitulo3, pos=(ControlSpiral.INST_POSX1-
20,ControlSpiral.INST_POSY1+30))
        font = wx.Font(15, wx.DECORATIVE, wx.ITALIC, wx.NORMAL)
        titulo3.SetFont(font)
        font = wx.Font(18, wx.DECORATIVE,wx.ITALIC, wx.NORMAL)
        titulo2.SetFont(font)
        titulo2.SetForegroundColour('yellow')
        wx.StaticText(self, label='Aplicador:', pos=(ControlSpiral.LABEL_POSX1,ControlSpiral.LABEL_POSY1))
```

```

text2=wx.StaticText(self, label='Prado P. J.A.',
pos=(ControlSpiral.LABEL_POSX2,ControlSpiral.LABEL_POSY1))
text2.SetForegroundColour('white')
wx.StaticText(self, label='ID:', pos=(ControlSpiral.LABEL_POSX1,ControlSpiral.LABEL_POSY2))
self.textCUsuario= wx.TextCtrl(self, -1,
"Id",pos=(ControlSpiral.LABEL_POSX2,ControlSpiral.LABEL_POSY2),style=wx.TE_PROCESS_ENTER)
self.textCUsuario.Bind(wx.EVT_TEXT_ENTER, self.SiPulsaEnter)
wx.StaticText(self, label='Prueba #:', pos=(ControlSpiral.LABEL_POSX1,ControlSpiral.LABEL_POSY3))
self.textCNoPrueba = wx.TextCtrl(self, -1,
"1",pos=(ControlSpiral.LABEL_POSX2,ControlSpiral.LABEL_POSY3),style=wx.TE_PROCESS_ENTER)
self.textCNoPrueba.Bind(wx.EVT_TEXT_ENTER, self.SiPulsaEnter)
self.etiqueta = wx.StaticText(self,-1,label=u'UNIVERSIDAD ATONOMA DEL ESTADO DE MEXICO')

```

```

#crear botones

```

```

self.btnIniciar = wx.Button(self, label='Iniciar Prueba', pos=(80,250), size=(120, 60))
self.Bind(wx.EVT_BUTTON, self.OnFormIniciar, self.btnIniciar)
self.btnTerminar = wx.Button(self, label='Terminar Prueba', pos=(250,250), size=(120, 60))
self.Bind(wx.EVT_BUTTON, self.OnFormTerminar, self.btnTerminar)
self.Show(True)

```

```

def SiPulsaEnter(self,event):
    self.etiqueta.SetLabel(self.textCUsuario.GetValue() +
self.textCEdad.GetValue()+self.textCNoPrueba.GetValue())

```

```

def OnFormIniciar(self, event):

```

```

    #wx.MessageBox('Prueba iniciada.....')

```

```

    #nombre = raw_input("Como te llamas: ")
    #edad = int(input("Edad: "))
    #prueba = int(input("Numero de Prueba: "))
    screen = pygame.display.set_mode((640, 480))
    pygame.display.set_caption("Pressure Test")
    background = pygame.surface.Surface(screen.get_size())
    print screen.get_size()
    background.fill(pygame.Color("Black"))

```

```

background = background.convert()

```

```

screen.blit(background, (0,0))
overlay = pygame.surface.Surface(screen.get_size(), flags=pygame.SRCALPHA, depth=32)
overlay.convert_alpha()
overlay.fill((0,0,0,0))

```

```

# Create our tablet object:

```

```

tablet = Tablet(screen)

```

```

looping = True

```

```

while looping:
    events = pygame.event.get()
    for event in events:
        if event.type == pygame.QUIT:
            # allow for exit:
            looping = False

    overlay.fill((0,0,0,0))

    # Get our tablet data, and draw:
    tabletData = tablet.getData()
    # Debug printnt:
    #print tabletData
    button, x, y, pressure = tabletData
    #Turn our pressure into a reasonably sized radius value:
    #radius = int(pressure * .0025)

    # If user is pressing the LMB, draw:
    if button == 1:
        millis = int(round(time.time()*1000))
        #pygame.draw.circle(background, pygame.Color("white"), (x,y), radius)
        with open(self.textCUsuario.GetValue()+','+self.textCNoPrueba.GetValue()+'.dat', 'a') as csvfile:
            spamwriter = csv.writer(csvfile, delimiter=',', quoting=csv.QUOTE_MINIMAL)
            spamwriter.writerow([x, y, pressure, millis])

    # Draw our mouse pointer representation:
    #pygame.draw.circle(overlay, pygame.Color("orange"), (x,y), 5)

    screen.blit(background, (0,0))
    screen.blit(overlay, (0,0))
    pygame.display.flip()

pygame.quit()

def OnFormTerminar(self, event):
    wx.MessageBox('¿Desea terminar la prueba?')
    self.Destroy()
    self.Close(True)

#end class Herr

if __name__ == '__main__':
    app = wx.App()
    frame = ControlSpiral(None,-1,' Prueba de Espirografía')

```

```
frame.Show(True)  
app.MainLoop()
```

Apéndice C

```
clear all;
%close all;
clc;
%%
M = importdata('OPV,1.dat');

L=length(M(:,1));
LiminfFrec =2.0;
LimsupFrec =4.0;
%%
k=1;
for i=1:L-1
    if M(i+1,1)~= M(i,1) || M(i+1,2)~= M(i,2)
        x(k)=M(i,1);
        y(k)=M(i,2);
        p(k)=M(i,3);
        t(k)=M(i,4);
        k=k+1;
    end
end

t=diff(t);
t=cumsum(t)/1000;
th=diff(t)*1000;

t(k-1)=0;
for i=k-1: -1 :2
    t(i)=t(i-1);
end
t(1)=0;

for i=2:k-1
    x(i)=x(i)-x(1);
end

for i=2:k-1
    y(i)=y(i)-y(1);
end
x(1)=0;
y(1)=0;

for i=2:k-1
    theta(i)=atan2(y(i),x(i));
```

```

    %rho(i)=sqrt(y(i)^2+x(i)^2);

end
for i=2:k-1
    if theta(i)-theta(i-1)>=1
        while theta(i)-theta(i-1)>0.4
            theta(i)=theta(i)-pi;
        end
    end
end

lr=length(theta);
theta=abs(theta);
%Theta=theta(lr);

for i=1:length(t)
    rho(i)=sqrt(x(i)^2+y(i)^2);
end

[px,f] = plomb(rho,t)

longVec=length(f);
kp1=1;
for i=1:longVec
    if (f(i) >= LiminfFrec) && (f(i) <= LimsupFrec)
        f2a4(kp1)=f(i);
        pot2a4(kp1)=px(i);
        kp1=kp1+1;
    end
end

plot(f2a4,pot2a4,'blue');

xlabel('f (Hz)');
ylabel('Power (W)');
title(' Periodograma Lomb')

PromVec2a4hz = mean(pot2a4)

```


Referencias

- [1] 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.
- [2] O. Cohen, S. Pullman, E. Jurewicz, D. Watner, and E. D. Louis, "Rest tremor in patients with essential tremor: prevalence, clinical correlates, and electrophysiologic characteristics," *Archives of Neurology*, vol. 60, no. 3, pp. 405–410, 2003.
- [3] V. D'Addona, M. Evangelista, and D. Viggiano, "A new method for quantitative tremor assessment in sports," *Sport-Orthop^{ad}ie-Sport-Traumatologie-Sports Orthopaedics and Traumatology*, vol. 30, no. 1, pp. 54–59, 2014.
- [4] B. Pellegrini, L. Faes, G. Nollo, and F. Schena, "Quantifying the contribution of arm postural tremor to the outcome of goal-directed pointing task by displacement measures," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 139, no. 2, pp. 185 – 193, 2004.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] S. Dormido, J Sanchez and Ekofman, "Muestreo, control y comunicación basados en eventos," *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, vol. 5, pp. 5-26, 2008.
- [8] M. F. S. Almeida, G. L. Cavalheiro, D. A. Furtado, A. A. Pereira, and A. O. Andrade, "Quantification of physiological kinetic tremor and its correlation with aging," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 2631–2634, IEEE, 2012.
- [9] C. W. Hess and S. L. Pullman, "Tremor: clinical phenomenology and assessment techniques," *Tremor and other hyperkinetic movements*, 2012.
- [10] S. Rota, B. Morel, D. Saboul, I. Rogowski, and C. Hautier, "Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 1, pp. 90–97, 2014.
- [11] J. V. Basmajian, "Muscle Fatigue and Time-Dependt Parameters of thee surface EMG Signal," de *Muscle Alive*, Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1985, pp. 201-222.

- [12] F. M. Lima, L. F. R. M. Fernandes, and D. Bertoncello, "Tracking upper limbs fatigue by means of electronic dynamometry," *Accion Motriz: Revista de Educacion fisica*, vol. 21, pp. 214 – 221, 06 2015.
- [13] T. Öberg, L. SANDSJÖ, and R. KADEFORS, "Subjective and objective evaluation of shoulder muscle fatigue," *Ergonomics*, vol. 37, no. 8, pp. 1323–1333, 1994.
- [14] G. Grimaldi and M. Manto, *Mechanisms and emerging therapies in tremor disorders*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [15] J. Steven Moore and A. Garg, "The strain index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders," *American Industrial Hygiene Association*, vol. 56, no. 5, pp. 443–458, 1995.
- [16] D. E. Vaillancourt and K. M. Newell, "Amplitude changes in the 8–12, 20–25, and 40 hz oscillations in finger tremor," *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, no. 10, pp. 1792 – 1801, 2000.
- [17] B. J. a. D. L. CJ, *Muscles Alive*, Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1985.
- [18] G. Grimaldi and M. Manto, "Neurological tremor: Sensors, signal processing and emerging applications," *Sensors*, vol. 10, no. 2, pp. 1399–1422, 2010.
- [19] S. L. Pullman, "Spiral analysis: A new technique for measuring tremor with a digitizing tablet," *Movement Disorders*, vol. 13, no. S3, pp. 85–89, 1998.
- [20] A. W. Hsu, Q. Yu, and S. L. Pullman, "Spiral width variability in psychogenic tremor,"
- [21] H. Wang, Q. Yu, M. M. Kurtis, A. G. Floyd, W. A. Smith, and S. L. Pullman, "Spiral analysis—improved clinical utility with center detection," *Journal of neuroscience methods*, vol. 171, no. 2, pp. 264–270, 2008.
- [22] J. Steven Moore and A. Garg, "The strain index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders," *American Industrial Hygiene Association*, vol. 56, no. 5, pp. 443–458, 1995.
- [23] C. W. Hess, A. W. Hsu, Q. Yu, R. Ortega, and S. L. Pullman, "Increased variability in spiral drawing in patients with functional (psychogenic) tremor," *Human movement science*, vol. 38, pp. 15–22, 2014.
- [24] N. Maurits, *From neurology to methodology and back: an introduction to clinical euroengineering*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [25] J. Jakubowski, K. Kwiatos, A. Chwaleba, and S. Osowski, "Higher order statistics and neural network for tremor recognition," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 2, pp. 152–159, 2002.

- [26] M. Engin, S. Demirağ, E. Z. Engin, G. C. elebi, F. Ersan, E. Asena, and Z. C. olakoğlu, "The classification of human tremor signals using artificial neural network," *Expert Systems with Applications*, vol. 33, no. 3, pp. 754–761, 2007.
- [27] S. Wang, P. G. Bain, T. Z. Aziz, and X. Liu, "The direction of oscillation in spiral drawings can be used to differentiate distal and proximal arm tremor," *Neuroscience Letters*, vol. 384, no. 1–2, pp. 188 – 192, 2005.
- [28] L. A. lopez, *Calculo de la Densidad Espectral de Potencia mediante el algoritmo de Lomb*. Master Tesis, Universidad Industrial de Santander, 2005.
- [29] N. R. Lomb, "Least-squares frequency analysis of unequally spaced data," *Astrophysics and space science*, vol. 39, no. 2, pp. 447–462, 1976.
- [30] W. H. Press and G. B. Rybicki, "Fast algorithm for spectral analysis of unevenly sampled data," *The Astrophysical Journal*, vol. 338, pp. 277–280, 1989.
- [31] A. Eric, «AK Eric,» 2009. [En línea]. Available: <http://www.akeric.com/blog/?p=777>. [Último acceso: 23 02 2016].
- [32] X. Liu, C. B. Carroll, S.-Y. Wang, J. Zajicek, and P. G. Bain, "Quantifying druginduced dyskinesias in the arms using digitised spiral-drawing tasks," *Journal of neuroscience methods*, vol. 144, no. 1, pp. 47–52, 2005.
- [33] F. Miralles, S. Tarongí, and A. Espino, "Quantification of the drawing of an archimedes spiral through the analysis of its digitized picture," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 152, no. 1–2, pp. 18 – 31, 2006.
- [34] J. J. V. Bernal, *Medicion del temblor Postural de fatiga en la mano utilizando el dispositivo Leap Motion*. Master Tesis, Universidad Autónoma del Estado de México, 2017.
- [35] J. Raethjen, F. Pawlas, M. Lindemann, R. Wenzelburger, and G. Deuschl, "Determinants of physiologic tremor in a large normal population," *Clinical Neurophysiology*, vol. 111, no. 10, pp. 1825–1837, 2000.
- [36] B. Bigland-Ritchie, R. Johansson, O. Lippold, and J. Woods, "Contractile speed and emg changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions," *Journal of neurophysiology*, vol. 50, no. 1, pp. 313–324, 1983.
- [37] W. C. Koller, K. Busenbark, and K. Miner, "The relationship of essential tremor to other movement disorders: report on 678 patients," *Annals of neurology*, vol. 35, no. 6, pp. 717–723, 1994.

