



**UNIVERSIDAD DE CARABOBO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MEDIDOR DE TEMBLOR PARA  
LA EVALUACIÓN DE ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS**

**AUTORES:**

NAVARRO A., LUIS A.

PARRA D., IVÁN A.

VALENCIA, OCTUBRE DE 2008.





**UNIVERSIDAD DE CARABOBO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MEDIDOR DE TEMBLOR PARA  
LA EVALUACIÓN DE ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS**

*Trabajo especial de grado presentado ante la Ilustre Universidad de Carabobo para  
optar al título de Ingeniero Mecánico*

**TUTOR:**

PROF. DAVID OJEDA.

**ASESOR:**

PROF. ANTONIO EBLÉN.

**AUTORES:**

NAVARRO A., LUIS A.

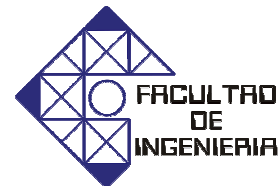
PARRA D., IVÁN A.

VALENCIA, OCTUBRE DE 2008.





UNIVERSIDAD DE CARABOBO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



## CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Quienes suscriben, Miembros del Jurado designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para examinar la Tesis de Pregrado titulada **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA MEDIDOR DE TEMBLOR PARA LA EVALUACIÓN DE ENFERMEDADES NEUROLÓGICAS”**, presentada por los bachilleres: **Luis Navarro** e **Iván Parra** portadores de la Cédula de Identidad N°: **18.362.854** y **18.253.328**, respectivamente; hacemos constar que hemos revisado y aprobado el mencionado trabajo.

---

Prof. Tutor, David Ojeda  
*Presidente del jurado*

---

Prof. Jurado1, Antonio Eblén  
*Miembro del jurado*

---

Prof. Jurado2, Luis Escalona  
*Miembro del jurado*

En Naganagua a los 29 días del mes de Octubre de 2008



## *AGRADECIMIENTOS*

---

A la **Universidad de Carabobo**, Institución que nos brindó la oportunidad de no solo realizar y culminar nuestros estudios, sino de crecer como seres humanos tanto el plano intelectual como personal.

Al profesor **Ing. David Ojeda**, que aparte de brindarnos todo su apoyo, compromiso y conocimientos en el desarrollo de esta investigación, fue un gran amigo durante este tiempo de trabajo juntos.

Al **Dr. Antonio Eblén**, que con su iniciativa, confianza y respaldo incondicional, nos otorgó las herramientas que hicieron posible el desarrollo y término de este trabajo de grado del cual nos sentimos hoy muy orgullosos.

A **nuestros padres** quienes son las personas más importantes en nuestras vidas y motor de muchos de nuestros mayores logros.

A nuestros amigos **Eddicson, Fernando, Nestor, Happy y Moroco**, con los que compartimos tanto fuera como dentro de la universidad, siempre brindándonos apoyo mutuo durante nuestra carrera universitaria, esperamos con mucho cariño que nuestra amistad trascienda en el tiempo.

A todas las personas, profesores e ingenieros que pusieron su grano de arena con sus asesorías y consultas para llevar a cabo esta investigación.



## *DEDICATORIA*

---

A **Dios y la Virgen** por su protección y compañía en todo momento, gracias por todas las bendiciones que me han dado.

A mi madre **Milagros**, que con tu amor, cariño y apoyo incondicional me has ayudado a superar todos los obstáculos que he enfrentado. Gracias por toda tu confianza y tus ganas de darnos siempre lo mejor. Te quiero mucho.

A mi padre **César**, por todo tu apoyo, cariño y confianza y por toda la educación que me has brindado, gracias por todas las oportunidades y por todos los momentos juntos.

A mi hermano **César Augusto** y a mi tío **Roger**, que incondicionalmente están siempre presentes con su humor y cariño a ayudarme en todo lo que sea posible, gracias a ustedes, a toda **mi familia**, y a esa personita especial llamada **Emily Mora** por todo el amor, apoyo y comprensión que siempre me han dado. Los quiero Mucho.

A la **Flia. Parra Díaz**, que desde muy temprana edad han sabido confiar en mí, me han brindado todo su apoyo y que considero como parte de mi familia. Muchas gracias por su confianza y cariño en todo momento.

A **Iván**, que más que mi compañero y un gran amigo, te considero mi hermano, muchas gracias por la amistad y la confianza incondicional que hemos compartido a lo largo de toda nuestra vida. Me siento muy feliz y orgulloso de haber superado otra etapa en nuestro recorrido. Te deseo muchas felicidades y el mayor de los éxitos.

*Luis Alejandro Navarro Armas*



## DEDICATORIA

---

A **Dios y a la Virgen**, por su protección, su bendición y su guía, ofreciéndome una salud plena que me ha permitido y me permitirá alcanzar metas como la que hoy estoy celebrando.

A mis padres, **Betsabe e Iván**, que además de inculcarme buenos principios y valores, nunca han dejado de cobijarme con su amor y su comprensión, apoyándome, aconsejándome y orientándome en todos los aspectos de mi vida. Nunca sabré como agradecerse y recompensarse todo lo que han hecho por mí. Mis esfuerzos día a día son para que nunca dejen de sentirse orgullosos del hijo que tienen.

A mi hermana, **Betsy Adriana**, a pesar de tener la relación típica de hermanos, en la cual hay momentos gratos y otros nos tan gratos, siempre ha sabido protegerme y cuidarme, nunca ha vacilado en ofrecerme ayuda cuando la he necesitado, estoy orgulloso de ti hermana.

A la **Sra. Milagros**, madre de Luis, que siempre me brindó la atención necesaria para hacerme sentir como en mi propia casa. Y a los demás familiares de Luis con los cuales he convivido gratos momentos.

A mi **familia**, a **Diana**, persona especial en estos momentos de mi vida, gracias por apoyarme, y a todas esas personas que saben que de algún modo han marcado diferencia en mi vida.

A **Luis**, hermano, amigo, colega. Que te puedo decir, no hubiese alcanzado esta meta, la de convertirme en ingeniero sin tu ayuda, ya que fuiste s parte fundamental, prestándome todo el apoyo durante la carrera, y que juntos culminamos esta tesis, la cual estaba loco al dejarme convencer de desarrollarla, pero viendo los resultados me siento orgulloso del trabajo que realizamos. Este no es la única meta que he

conseguido contando con tu compañía ya que nos conocemos desde hace años, desde que éramos compañeros de clase en el colegio y nos convertimos en grandes amigos y nos graduamos de bachiller. Gracias por confiar en mí y ser tu compañero de tesis. He disfrutado bastante el andar contigo, y espero que así siga, un gran abrazo hermano. Te aprecio mucho, te deseo todo el éxito del mundo.

***Iván Alberto Parra Díaz***

# ÍNDICE

---

|                                                                                                 |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>INTRODUCCIÓN .....</b>                                                                       | <b>1</b>  |
| <b>CAPÍTULO I .....</b>                                                                         | <b>3</b>  |
| I.1.    PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....                                                        | 3         |
| I.2.    OBJETIVOS .....                                                                         | 5         |
| I.2.1.    Objetivo General .....                                                                | 5         |
| I.2.2.    Objetivos Específicos .....                                                           | 5         |
| I.3.    LIMITACIONES .....                                                                      | 6         |
| I.4.    ALCANCE Y DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA .....                                               | 6         |
| I.5.    JUSTIFICACIÓN .....                                                                     | 7         |
| I.6.    ANTECEDENTES .....                                                                      | 8         |
| <b>CAPÍTULO II .....</b>                                                                        | <b>21</b> |
| II.1.    Vibraciones .....                                                                      | 21        |
| II.2.    Dominio de tiempo y Dominio de frecuencia .....                                        | 23        |
| II.3.    Teorema de Muestreo (Karris 2003) .....                                                | 25        |
| II.4.    Modos de Medición de Vibraciones (Taylor 2003) .....                                   | 26        |
| II.5.    Sensores de aceleración .....                                                          | 27        |
| Principios de Función y características .....                                                   | 28        |
| II.5.1.    Acelerómetros Mecánicos. (Omega.com, 1998) .....                                     | 28        |
| II.5.2.    Servo-acelerómetros .....                                                            | 28        |
| II.5.3.    Acelerómetros Térmicos. (Sensorsmag. Sensors Magazine, 2001) .....                   | 28        |
| II.5.4.    Acelerómetros Capacitivos .....                                                      | 29        |
| II.5.5.    Acelerómetros Piezoresistivos .....                                                  | 29        |
| II.5.6.    Acelerómetros Piezoeléctricos .....                                                  | 30        |
| <b>CAPÍTULO III .....</b>                                                                       | <b>33</b> |
| III.1.    Fisiología del movimiento humano (Guyton y Hall 2001) .....                           | 33        |
| III.1.1.    Control de la función motora por la corteza cerebral y el tronco encefálico .....   | 33        |
| III.1.2.    La corteza motora primaria .....                                                    | 34        |
| III.1.3.    Área premotora .....                                                                | 35        |
| III.1.4.    Área motora suplementaria .....                                                     | 36        |
| III.1.5.    Áreas especializadas del control motor que se encuentran en la corteza motora ..... | 36        |
| III.1.6.    Transmisión de las señales desde la corteza motora a los músculos .....             | 37        |
| III.1.7.    Unidad Motora .....                                                                 | 38        |

|                                                                           |           |
|---------------------------------------------------------------------------|-----------|
| III.1.8. Características del potencial de acción muscular .....           | 39        |
| <b>CAPÍTULO IV .....</b>                                                  | <b>41</b> |
| IV.1. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....                                     | 41        |
| IV.2. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN.....                                 | 42        |
| IV.2.1. Selección del sistema de adquisición.....                         | 42        |
| IV.2.2. Validación en frecuencias del dispositivo diseñado.....           | 48        |
| IV.2.3. Diseño del sistema de medición.....                               | 51        |
| IV.2.4. Verificación de operación del dispositivo.....                    | 58        |
| <b>CAPÍTULO V .....</b>                                                   | <b>61</b> |
| V.1. ESTUDIO DE PARAMETROS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO.....                  | 61        |
| V.2. CARACTERÍSTICAS DE LOS PICOS ESPECTRALES.....                        | 68        |
| V.3. POTENCIA TOTAL DEL ESPECTRO.....                                     | 75        |
| <b>CAPÍTULO VI.....</b>                                                   | <b>79</b> |
| VI.1. ANÁLISIS DEL ESTUDIO DE PARAMETROS EN EL DOMINIO<br>DEL TIEMPO..... | 79        |
| VI.2. ANÁLISIS DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS PICOS<br>ESPECTRALES.....    | 82        |
| VI.3. ANÁLISIS DE POTENCIA TOTAL DEL ESPECTRO.....                        | 87        |
| <b>CAPÍTULO VII.....</b>                                                  | <b>91</b> |
| VII.1. CONCLUSIONES.....                                                  | 91        |
| VII.2. RECOMENDACIONES .....                                              | 93        |
| <b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>                                   | <b>95</b> |
| <b>ANEXOS .....</b>                                                       | <b>99</b> |

### **INDICE DE TABLAS.**

|                                                                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla IV.1. Índice de significación estadística Fisher Kappa para los picos de frecuencia principales<br>del ensayo de validación..... | 50 |
| Tabla IV.2. Tabla de registro de datos de los pacientes evaluados.....                                                                 | 55 |
| Tabla IV.3. Clasificación y codificación de los modelos de medición.....                                                               | 57 |
| Tabla V.1. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Pulgar Pasivo<br>(PP).....                           | 62 |
| Tabla V.2. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Pulgar Activo<br>(PA).....                           | 62 |

|                                                                                                                                                                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabla V.3. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Extensión con Apoyo (ECA). .....                                                                                                   | 63 |
| Tabla V.4. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Extensión sin Apoyo (ESA). .....                                                                                                   | 63 |
| Tabla V.5. Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el primer método de medición (PP). .....  | 68 |
| Tabla V.6. Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el segundo método de medición (PA). ..... | 70 |
| Tabla V.7. Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el tercer método de medición (ECA). ..... | 72 |
| Tabla V.8. Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el primer método de medición (PP). .....  | 74 |
| Tabla V.9. Potencia total espectral para primer y segundo método de medición. ....                                                                                                                                   | 76 |
| Tabla V.10. Potencia total espectral para tercer y cuarto método de medición. ....                                                                                                                                   | 76 |

## **INDICE DE FIGURAS.**

|                                                                                                       |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura I.1. Modelo de Medición. ....                                                                  | 13 |
| Figura I.2. Detalle de Medición ensayada. ....                                                        | 13 |
| Figura I.3. Métodos de medición ensayados. ....                                                       | 16 |
| Figura II.1. Gráfica de la Función de desplazamiento como amplitud vs. Tiempo. ....                   | 22 |
| Figuras III.1 y III.2: Distribución de las áreas motoras sobre la corteza cerebral. ....              | 34 |
| Figura III.4. Esquema de la vía córtico-espinal o haz piramidal .....                                 | 37 |
| Figura IV.1 Interfaz de análisis de registros de Windaq Waveform Browser. ....                        | 47 |
| Figura IV.2. Fotografía de oscilador electromagnético utilizado para validación en frecuencia. ....   | 48 |
| Figura IV.3. Gráfica del registro en el tiempo del ensayo de validación para un eje de medición. .... | 49 |

|                                                                                                                                                                             |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura IV.4. Gráfica de la potencia espectral (FFT) visualizado en una ventana de hanning del ensayo de validación para un eje de medición.....                             | 49  |
| Figura IV.5. Gráfica de la potencia espectral (DFT) sin visualización en ventana del ensayo de validación para un eje de medición.....                                      | 51  |
| Figura IV.6. Ilustraciones de la silla de medición empleada .....                                                                                                           | 56  |
| Figuras IV.7 (a) y (b) Relación de los ejes coordenados de registro con posibles movimientos del tremor, correspondientes para el primer y segundo método de medición. .... | 56  |
| Figuras IV.8 (a) y (b) Relación de los ejes coordenados de registro con posibles movimientos del tremor, correspondientes para el tercer y cuarto método de medición. ....  | 56  |
| Figura IV.9. Gráfica de la potencia espectral (DFT) para el ensayo de verificación de operación del dispositivo.....                                                        | 59  |
| Figura V.1. Desviación Estándar en registro de Pulgar Pasivo en el dominio de tiempo. ....                                                                                  | 64  |
| Figura V.2. Desviación Estándar en registro de Pulgar Activo en el dominio de tiempo. ....                                                                                  | 64  |
| Figura V.3. Desviación Estándar en registro de Extensión con Apoyo en el dominio de tiempo.....                                                                             | 65  |
| Figura V.4. Desviación Estándar en registro de Extensión sin Apoyo en el dominio de tiempo.....                                                                             | 65  |
| Figura V.5. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Pulgar Pasivo en el dominio de tiempo. ....                                                                           | 66  |
| Figura V.6. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Pulgar Activo en el dominio de tiempo. ....                                                                           | 66  |
| Figura V.7. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Extensión con Apoyo en el dominio de tiempo. ....                                                                     | 67  |
| Figura V.8. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Extensión sin Apoyo en el dominio de tiempo .....                                                                     | 67  |
| Figura V.9. Gráfica de potencia espectral total para el registro pasivo del pulgar. ....                                                                                    | 77  |
| Figura V.10. Gráfica de potencia espectral total para el registro activo del pulgar. ....                                                                                   | 77  |
| Figura V.11. Gráfica de potencia espectral total para el registro de extensión con apoyo. ....                                                                              | 78  |
| Figura V.12. Gráfica de potencia espectral total para el registro de extensión sin apoyo.....                                                                               | 78  |
| Figura VI.1. Espectro de frecuencias de IAEC110908 para el eje Z, observación de armónicos. ....                                                                            | 85  |
| Figura VI.2. Espectro de frecuencias de VCRP110908 para el eje Z.....                                                                                                       | 86  |
| Figura A.1. Fotografía de Tarjeta de Evaluación STEVAL-MKI002V1 y sus componentes.<br>Dimensiones 35mm x 40mm.....                                                          | 100 |
| Figura A.3. Media en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo. ....                                                                                               | 102 |

|                                                                                           |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Figura A.4. Media en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo.....              | 102 |
| Figura A.5. Media en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo. ....       | 103 |
| Figura A.6. Media en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo. ....       | 103 |
| Figura A.7. Mediana en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo.....            | 104 |
| Figura A.9. Mediana en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo. ....     | 105 |
| Figura A.10. Mediana en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo.....     | 105 |
| Figura A.11. Suma Global en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo. ....      | 106 |
| Figura A.12. Suma Global en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo. ....      | 106 |
| Figura A.13. Suma Global en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo..... | 107 |
| Figura A.14. Suma Global en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo..... | 107 |
| Figura A.15. Área en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo. ....             | 108 |
| Figura A.16. Área en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo. ....             | 108 |
| Figura A.17. Área en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo.....        | 109 |
| Figura A.18 Área en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo.....         | 109 |



# *INTRODUCCIÓN*

---

Las ciencias médicas en su intrínseca necesidad de garantizar la salud y la calidad de vida de las personas, presenta un compromiso de evolución en sus técnicas. Entre ellas la de mejorar en las áreas en las cuales se es más vulnerable. De esta manera, estas se basan en las diferentes áreas tecnológicas como lo son las ciencias puras de la biología, la física y la química para permanecer en constante desarrollo. Sin dejar de un lado el buscar soluciones de vanguardia en donde estas siempre se generan, la ingeniería. (Eblen y Navarro. 2008)

La Bioingeniería como fusión de intereses del desarrollo de tecnología eficiente en pro del bienestar humano, se encuentra como fundamento de la presente investigación. Tomando en consideración la complejidad del cuerpo humano del cual surgen diversas necesidades para la comprensión de síntomas que pueden generarse frente alguna enfermedad, y que aún cuando no se hayan considerado, pueden ser clave para la detección temprana de dicha enfermedad. En el trabajo a desarrollar se toma en cuenta esta situación, planteando el estudio sistemático del tremor humano como patrón de referencia en la evaluación médica de enfermedades neurológicas que puedan afectar la función motora de una persona.

El análisis cuantitativo del tremor humano mediante estudios computarizados de acelerometría, como herramienta en la caracterización de enfermedades neurológicas, es lo que se presenta en este proyecto, el cual además de buscar resultados objetivos en los diagnósticos realizados, pueda servir de base para estudios de dosificación y respuestas de las medicinas utilizadas las cuales en dosis inadecuadas puedan crear dependencia en su uso. Sin dejar pasar por alto, que esta herramienta sea de futuro uso común en el sector médico, buscando pautar el camino al desarrollo de nuevos proyectos en el área de la Bioingeniería en nuestro país, teniendo como norte las ganas de innovar, generar soluciones de alto impacto y de gran beneficio público.



# *CAPÍTULO I*

## *EL PROBLEMA*

---

*En el transcurso de este capítulo se describe la situación a estudiar de forma detallada pero a la vez concisa, permitiendo expresar los motivos que impulsan el desarrollo de esta investigación, planteando los objetivos generales y específicos, limitaciones y alcance, como manera de organizar los parámetros necesarios para llevar a cabo dicho trabajo, tomando como soporte investigaciones anteriores que respaldan significativamente el tema en estudio y en especial en el área de bioingeniería.*

### **I.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

Dentro del campo de la neurología se presentan diferentes enfermedades con múltiples manifestaciones clínicas que generan evidentemente una degradación en la calidad de vida y en la mayoría de los casos, producen limitaciones en la capacidad motora del individuo que la padece. La neurología como especialidad médica que se encarga del estudio, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades del sistema nervioso, ha descrito la relación que existe entre la sintomatología y la causa real de la enfermedad, permitiendo así tomar acciones correctivas al administrar el tratamiento adecuado a cada paciente en cuestión. (Eblen y Navarro. 2008)

La inmensa complejidad del sistema nervioso humano que de acuerdo a su más común clasificación se divide en el sistema nervioso central y el sistema nervioso periférico, dificulta en algunos casos el diagnóstico adecuado de una enfermedad, bien sea por la presencia de síntomas similares, muchos de ellos complejos y

confusos, o por falta de pruebas o parámetros de evaluación objetivos que no le suministran al médico tratante la información suficiente para tomar una decisión certera. Como ejemplo claro de esta situación, se puede citar entre múltiples casos posibles, cierto temblor rítmico e involuntario de alguna parte del cuerpo, el cual es denominado tremor.

El tremor es el más común desorden del movimiento encontrado en la práctica clínica, el cual puede producirse como expresión de varios desordenes neurológicos o en otras condiciones clínicas. De una forma más completa el tremor se puede definir como un temblor o movimiento involuntario, oscilatorio más o menos rítmico, resultante de contracciones musculares. El tremor comúnmente involucra las extremidades superiores, pero también pueden verse afectadas las extremidades inferiores, cabeza, labios, mejillas, lengua y cuerdas vocales.

Indudablemente el tremor se presenta en ciertos casos como síntoma de algunas enfermedades de importancia, agudizando su intensidad o extensión en el cuerpo humano a medida que la enfermedad avanza. Esta situación exige sin vacilación que sea posible un diagnóstico temprano y certero que permita el tratamiento adecuado de cualquier enfermedad que presente este síntoma. Sin embargo, la condición clínica general en el campo de la evaluación del tremor como parámetro para el diagnóstico de una enfermedad es bastante precaria. Con excepción de algunas selectas pruebas básicas que solo aportan un punto de vista bastante subjetivo en el médico, no se dispone de métodos precisos de obtención de datos objetivos que permitan tomar las decisiones correctas. De esta forma existe una importante necesidad de crear y desarrollar tecnologías nuevas y sencillas que sean capaces de detectar y distinguir parámetros del tremor humano que puedan ser útiles para la evaluación de alguna enfermedad y su correspondiente tratamiento.

## **I.2. OBJETIVOS**

### **I.2.1. Objetivo General.**

Diseñar y construir un sistema medidor de temblor utilizable en grupo de pacientes.

### **I.2.2. Objetivos Específicos.**

1. Identificar las variables fundamentales que describen el comportamiento físico de un temblor o vibración.
2. Seleccionar el sistema de adquisición de datos que se ajuste a las características físicas del temblor humano.
3. Diseñar el sistema para la medición del temblor.
4. Seleccionar un software computacional de análisis experimental de vibraciones útil que maneje las variables correspondientes a la frecuencia del temblor humano.
5. Realizar pruebas sobre un grupo de pacientes que padezca de algún tipo de tremor.
6. Establecer parámetros objetivos que permitan asociar los diferentes patrones obtenidos con diferentes tipos de enfermedades neurológicas.

### **I.3. LIMITACIONES.**

Disponibilidad de materiales y equipos para llevar a cabo la construcción de un dispositivo medidor de temblores como instrumento para la evaluación de enfermedades.

La compra internacional de los componentes a utilizar puede limitar el desarrollo de la investigación.

El desarrollo de la investigación dependerá de conseguir pacientes con alto nivel de temblor para la realización de las pruebas.

La falta de conocimientos electrónicos requeridos durante la realización del proyecto.

### **I.4. ALCANCE Y DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA.**

Como máximo alcance que se tiene en el desarrollo del tema es el de caracterizar el comportamiento del temblor o vibración, bajo los parámetros de amplitud y frecuencia de la onda provocada por este movimiento involuntario los cuales son captados por un dispositivo y traducidos a través de un programa de computación generando un diagnóstico adecuado para ciertos síntomas clínicos.

Los estudios que se llevan a cabo en el desarrollo, involucran un grupo de pacientes que padecen enfermedades neurológicas y pacientes sanos, con la finalidad de obtener resultados característicos que permitan pautar las diferencias entre el grupo mencionado anteriormente.

Una vez obtenidos los resultados, se forja una herramienta capaz de determinar bajo que medida de las variables evaluadas un paciente empieza a padecer en una etapa primaria los síntomas que caracterizan dichas enfermedades, siendo esta investigación base para posibles mejoras y desarrollos.

## **I.5. JUSTIFICACIÓN.**

El área de desarrollo de la bioingeniería a nivel nacional es un campo de investigaciones sin precedentes que genera gran interés y un compromiso de desarrollo. La construcción e implementación de instrumentos que permitan el diagnóstico adecuado del tremor es de suma importancia a nivel clínico porque facilita la aplicación del tratamiento efectivo sobre el paciente. Esta condición marca un punto de partida para el desarrollo de nuevos métodos de evaluación que designen una adecuada toma de decisiones en el tiempo correcto, En este sentido, investigaciones tecnológicas que generen un beneficio en la calidad de vida humana tienen un gran peso que no se puede pasar por alto.

La carencia de un dispositivo tecnológico que permita al médico realizar un diagnóstico adecuado, conlleva a administrar drogas y medicamentos en dosis que no son las más apropiadas, que deben pasar por un período variable de ajuste y que por sus características pueden producir adicción en el paciente. El desarrollo de nuevas tecnologías, sencillas, económicas y que puedan ser utilizadas ampliamente pudieran disminuir el requerimiento de monitoreo o vigilancia de los valores en sangre de ciertos medicamentos, como única herramienta disponible en la actualidad. Quiere decir que no solamente se pudieran usar por el médico como elemento diagnóstico objetivo sino que en un futuro se pudieran diseñar instrumentos portátiles que le permitirían conocer al paciente la efectividad alcanzada por su tratamiento en condiciones de vida normal y/o de enfermedades asociadas.

La alta frecuencia poblacional de enfermedades que presentan el tremor como signo y la ausencia de dispositivos para su objetiva evaluación, hacen al presente proyecto de gran importancia e impacto social en el área de la salud.

## **I.6. ANTECEDENTES.**

Desde hace más de tres décadas se han venido desarrollando estudios relacionados a la caracterización cuantitativa de manifestaciones clínicas de enfermedades de cualquier tipo, que puedan significar un alto riesgo para la salud de una persona, o sea necesario una mayor comprensión de esta manifestación. Este interés en el desarrollo de cuantificar y caracterizar, se ve reflejado en el estudio de los desordenes del movimiento.

**Yamanaga, H. (1983)**, en su artículo "*Quantitative Analysis of Tremor in Minamata Disease*", describe la necesidad de realizar análisis cuantitativos del tremor en la enfermedad de Minamata, enfermedad causada por el envenenamiento por metilmercurio, produciendo entre sus síntomas característicos la constricción concéntrica del campo visual, disparidad en la audición y sensibilidad, ataxia y tremor postural y bajo actividades (Tokuomi *et al.* 1961). En dicho estudio se presenta como objetivo, dar a conocer una descripción cuantitativa de las diferencias entre el tremor postural y bajo actividad de la enfermedad de Minamata, el tremor fisiológico y otros temblores patológicos. Basándose en las técnicas de correlación de pulso para datos obtenidos a través de una electro-miografía realizada para evaluar el tremor que se manifiesta bajo alguna actividad. A su vez presenta una técnica para evaluar el tremor postural y estático, mediante el análisis del espectro de potencia. Para esta técnica el tremor característico fue registrado por treinta segundos mediante acelerómetros sujetos en la parte dorsal de la junta interfalangeal del dedo índice. Este último procedimiento descrito arroja resultados que hacen posible establecer valores de frecuencia y amplitud que permitieron diferenciar la enfermedad de Minamata de otras enfermedades que manifiestan tremor patológico y del tremor fisiológico. De manera más específica se consiguió con este análisis que las personas saludables presentan valores de frecuencia del tremor postural fisiológico de alrededor de 9,469Hz y de amplitud de 1,14mV, a diferencia de la enfermedad de Minamata que presenta una frecuencia pico aproximada de 7,075Hz con amplitudes

medias de 1,834mV para el tremor postural. De igual forma fue posible obtener los valores medios para los otros tipos de temores patológicos de entre los cuales destacan el tremor postural esencial con una frecuencia 8,668Hz y de 2,075mV de amplitud y la Enfermedad de Parkinson, cuyo tremor postural presenta una frecuencia de 6,695Hz y su amplitud de 2,317mV.

Como información adicional a la serie de resultados obtenidos de este estudio, se determinó una disminución continua de la frecuencia del tremor fisiológico a medida que incrementa la edad, acentuándose más para pacientes de cincuenta años en adelante, fue también posible destacar que los parámetros de frecuencia son mucho más determinantes en el proceso de diferenciación de las diversos tipos de tremor.

**Lakie et al (1994) (A)**, en su investigación de nombre “*The effect of alcohol on physiological tremor*”, plantea la conocida capacidad del etanol de actuar como una droga efectiva para la reducción del tremor esencial, la mayoría de los pacientes fueron capaces de descubrir esta situación por medios propios, pero de igual forma reportaron un subsecuente y poco placentero incremento en la amplitud del tremor. Aun cuando se conozcan estos efectos, la relación de alcohol y el tremor fisiológico parece no haber sido estudiado sistemáticamente. De esta forma, basándose también en la presunción de que existe una relación entre el consumo de alcohol y el desarrollo de ciertas actividades en las cuales el tremor podría causar una limitación, este estudio presenta como objeto la medición de los efectos del etanol en la amplitud del tremor en personas saludables. El tremor postural fisiológico de la muñeca fue medido bilateral y simultáneamente mediante acelerómetros miniaturas sujetos al dedo medio de cada mano, utilizando el análisis automatizado de Fourier para obtener el espectro total de potencia del tremor entre 3 y 15Hz, y de esta forma poder identificar los picos de amplitud y frecuencia (Lakie et al. 1994 (B)). La metodología utilizada implica la evaluación del tremor en una población a la cual se le suministra alcohol en dosis controladas, realizando mediciones cada quince minutos por un período de tres horas. Se tomaron muestras de sangres en períodos progresivos como

medida para determinar y controlar los niveles de concentración de alcohol en plasma. Las mediciones de aceleración realizadas presentan como observaciones, que los sujetos en estudios presentaron amplitudes relativamente bajas de aproximadamente  $5,4\text{cm/s}^{-2}$  y que para niveles de frecuencia de 10Hz considerados normales para el tremor fisiológico, es necesario quintuplicar estos valores de amplitud para que el tremor se haga visible. Finalmente se presentan como resultados, una disminución bilateral en la aceleración del tremor de la muñeca después de que cada sujeto consumiera alcohol. Sin embargo una alta dosis de alcohol suministrada produce los mismos efectos de reducción del tremor que una dosis baja, aunque una alta dosis produce aproximadamente la misma máxima reducción en todos los sujetos, también la reducción del tremor fue más rápida y prolongada cuando se suministró la dosis elevada. No se presentaron coherencias entre la concentración en sangre de alcohol y los efectos de reducción del tremor. Adicionalmente en este estudio se pudo verificar que el efecto del alcohol en la disminución del tremor es un efecto central más que periférico. Esta implicación viene dada como resultado de las mediciones realizadas al suministrar en el antebrazo, infusiones arteriales de concentraciones equivalentes de etanol en plasma.

**Cohen *et al.* (2003).** Su estudio de Nombre “*Rest Tremor in Patients With Essential Tremor*”, plantea como objetivo estimar la prevalencia del tremor en descanso, en pacientes con tremor esencial tratados en un centro terciario de referencia y estudiar las correlaciones clínicas de este tipo de tremor.

El tremor esencial es el más común desorden del movimiento (Rautakorpi *et al.* 1982; Louis *et al.* 1998; Louis *et al.* 2001), usualmente es caracterizado por tremor bajo actividad o postural, mientras que el tremor en descanso se considera más característico del mal de Parkinson. Sin embargo, es conocida la ocurrencia del tremor en descanso bajo la ausencia de bradiquinesia, rigidez y otras características clínicas del parkinsonismo. Esta precisa prevalencia del tremor en descanso en pacientes con tremor esencial es desconocida y por lo tanto es motivo de estudio. El

procedimiento utilizado en esta investigación, consistió en analizar sistemáticamente pacientes que padecen de tremor esencial o que presenten tremor en descanso, descartando todo aquel paciente que haya sido diagnosticado con mal de Parkinson. Los diagnósticos o historias suministradas, de los pacientes, fueron revisadas y a su vez se llevo a cabo un proceso de reevaluación a cada sujeto de estudio, donde un examen médico correspondiente fue grabado y luego observado con detenimiento para comprobar visualmente los diagnósticos presentados de acuerdo a criterios de diagnósticos públicos (Louis *et al.* 1998; Louis *et al.* 1997 (A); Louis *et al.* 1997 (B)). El posterior análisis cuantitativo del tremor, se llevó a cabo mediante la implementación de acelerómetros miniaturas piezoresistivos ultralivianos ( $\pm 25g$  de rango y 500mg de sensibilidad) de características lineales de aproximadamente 4,5mv/g. Estos fueron fijados al dorso de cada mano al borde distal del hueso metacarpiano medio, simultáneamente fueron fijados electrodos superficiales para la realización de una electro-miografía que permitió registrar la actividad de los músculos flexor radial del carpo y extensor radial del carpo. Ambas señales, de acelerometría y de electro-miografía, fueron digitalizadas a 500Hz utilizando un convertidor A/D de 15microsegundos y 16bit. Estas señales fueron registradas en 3 condiciones, en descanso, con los brazos extendidos y durante movimientos del dedo hacia la nariz, estando descritas estas dos últimas condiciones en estudios previos (Trosch y Pullman 1994; Pullman *et al.* 1994). Las mediciones de tremor se realizaron por períodos de treinta minutos. Las mediciones en descanso se realizaron con los brazos del paciente flexionados a 90° completamente apoyados para mantenerlo estacionario y prevenir el efecto de la gravedad y la transmisión de movimiento desde la parte alta del brazo. Lecturas de la electro-miografía confirmaron efectivamente que en las mediciones realizadas los brazos se encontraban totalmente en descanso. Una vez realizadas las mediciones, fue posible determinar la amplitud del tremor mediante la doble integración de los valores de aceleración obtenidas, filtrando las variaciones de baja frecuencia por debajo de 2Hz

y promediando. La frecuencia del temblor fue calculada mediante el algoritmo de la transformada rápida de Fourier.

El análisis de los resultados obtenidos, sugiere, que aun cuando ninguno de los pacientes evaluados mostraba síntomas de Parkinsonismo más allá del temblor en reposo, el estudio electrofisiológico revela características que se ponen en evidencia en pacientes con Parkinson y por lo tanto posible correlación con alteraciones en los núcleos basales. De esta forma se plantea la posibilidad que el proceso patológico responsable del temblor esencial pueda extenderse a otras estructuras en pacientes con una severa y larga historia médica con temblor esencial.

**Takanokura y Sakamoto (2005)** *“Neuromuscular control of physiological tremor during elasticbirming load”*. Esta investigación estudia el control neuromuscular de los temblores fisiológicos a través de una carga elástica aplicada al dedo medio. Dentro de la investigación se midió el temblor del dedo medio a través de un sensor de aceleración (Modelo 9G111BW, NEC Sansei, Japón) y se cuantificó la relación entre los componentes de frecuencia del dedo con la tensión de la carga elástica por medio de fuelles de tensión aplicados sobre el dedo. A su vez se estimó la relación entre el temblor y la actividad motora a través de la medida del Electromiografía (EMG).

Para la aplicación del estudio se dispuso de una tabla fijada a una mesa, donde el paciente se encuentra sentado sobre una asiento sin espaldar, reposa el antebrazo derecho, colocando su mano con los dedos extendidos reposada sobre una agujero a través del cual se fija una tira en la articulación interfalangeal distal del dedo medio, que por el otro extremo se encaja el fuelle de tensión adjuntado a la mesa. La posición del sensor de aceleración (Modelo 9G111BW, NEC Sansei, Japón) se sitúo en la parte superior del dedo medio entre la articulación interfalangeal distal y la uña del dedo medio, mediante una cinta adhesiva doble cara (Figuras I.1 y I.2).

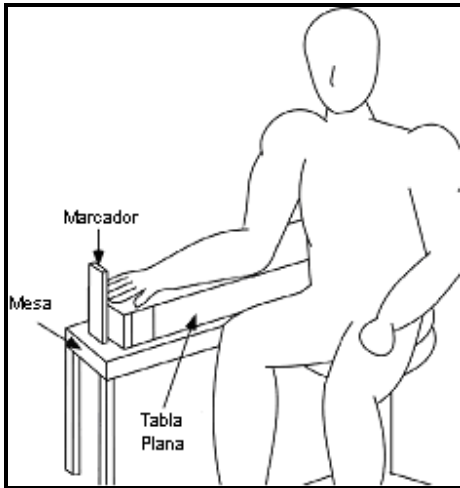


Figura I.1. Modelo de Medición.

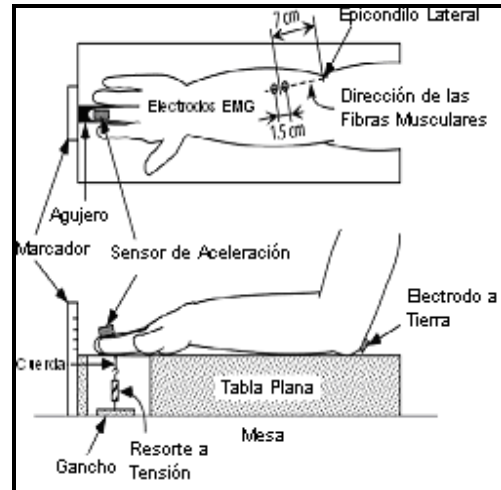


Figura I.2. Detalle de Medición ensayada.

La señal producida por el sensor de aceleración se pasó por un amplificador de carga (Modelo 6D07, NEC Sansei, Japón), dentro del amplificador la señal fue filtrada en un ancho de banda de 0.2 a 2kHz. La señal amplificada se digitalizó a una frecuencia de muestreo de 1kHz (aunque luego se bajó dicha frecuencia a 200Hz, ya que la frecuencia del dedo aún con carga elástica no excede los valores de 100Hz) y luego se almacenó en una computadora. La resolución de conversión A/D fue de 16 bits.

Para el análisis del espectro de potencia de la señal se aplicó en la investigación dos métodos, el algoritmo de la Transformación Rápida de Fourier (FFT) y el modelo Autoregresivo (AR). El primer método mostraba la potencia total del espectro, el cual era la suma del espectro entre 0.2 a 100Hz. El método restante se aplicó con la finalidad de identificar los componentes de frecuencia que se caracterizan en el temblor del dedo (Takanokura et al. 2002).

En base a los resultados obtenidos, se determinó que el período de la señal del temblor se va acortando de manera tal que se conciben valores mayores de frecuencia, a medida que se incrementa la carga elástica sometida al dedo medio. Dicho análisis se alcanzó bajo el concepto de gráficas que comprendían un rango de aceleración entre 1 y 2 m/s<sup>2</sup> a varios coeficientes de elasticidad del fuelle de tensión aplicado.

Por otra parte, se resaltó a través del método de FFT que la señal del temblor del dedo sin carga elástica sometida posee dos componentes de frecuencia, y consecuente con el incremento de la carga elástica se perciben tres picos predominantes en el espectro de poder, deduciéndose la existencia de un tercer componente para la frecuencia. Continuando con el análisis de los componentes de la frecuencia, los cuales se clasificaron independientes y dependientes de la carga aplicada. Se calificó de independientes a los dos componentes de la frecuencia característicos del temblor fisiológico, los cuales rondan entre los valores de 10 y 27Hz. Cuando se aplica y se incrementa la carga elástica aplicada la componente de la frecuencia que ronda los 27Hz (manteniéndose sin ninguna variación la componente de 10Hz) sufre una partición en la señal generando dos nuevas componentes, una que disminuye y se mantiene alrededor del valor de 24Hz y la otra que presenta un comportamiento incremental del valor de frecuencia a medida que se varia y aumenta la carga elástica aplicada.

Por último, ya que la eficiencia total del espectro del temblor depende de cada sujeto, se remitieron al análisis de la potencia relativa total del espectro bajo la influencia o no de carga elástica, obteniendo así el mismo resultado, resaltando que la amplitud de la señal no presenta ninguna variación bajo efecto de la interacción de la carga elástica, resumiendo que la magnitud de este parámetro no depende de la tensión de la carga elástica aplicada.

Todos los ensayos para el desarrollo de esta investigación se realizaron con pacientes sin ninguna manifestación clínica de alguna deficiencia en su sistema neurológico.

**Sturman et al (2005).** Se describe y define al temblor de manera general, como cualquier movimiento involuntario, aproximadamente rítmico y sinusoidal, que puede ser detectado en cualquier extremidad oscilante (Elble y Koller 1990). En su trabajo que titula como *“Effects of Aging on the Regularity of Physiological Tremor”*, plantea como el propósito de su investigación la necesidad de determinar los efectos

del envejecimiento de personas saludables en la regularidad y frecuencia del tremor fisiológico bajo condiciones o posiciones de descanso y posturales, adicionalmente se examina la contribución de los factores reflejos mecánicos a los cambios relacionados con la edad del tremor postural fisiológico. Como metodología de estudio de interés, los sujetos fueron ubicados en una silla de 42cm de alto con espaldar recto, suministrándole apoyo a los pies para garantizar que las rodillas y las caderas estuvieran en un ángulo de 90°. El brazo de la silla sirvió como superficie de apoyo para el antebrazo del sujeto, dicha superficie de apoyo era de 43cm de longitud y ubicada a 58cm del suelo. El brazo dominante del sujeto fue posicionado en la superficie de apoyo de manera tal que el proceso estiloides de la ulnar estuviera alineado con el extremo de la superficie de apoyo. En esta posición la articulación del hombro está ligeramente abducida mientras el antebrazo se encuentra en pronación. Una pequeña tabla se encuentra ubicada a aproximadamente 30cm delante del sujeto, la cual podía ser ajustada en altura de manera tal que la mano del sujeto se encontrara en una posición neutral de dedos y muñeca (0° de extensión y flexión), tal como se ilustra en la Figura I.3, esta mesa servía de objetivo visual para permitir al sujeto mantener la muñeca en una posición neutral. El espesor del borde de la mesa es de 1,3cm. Para la obtención de datos se utilizó un acelerómetro en miniatura, sólido piezorresistivo calibrado, marca Coulburn tipo V 94-41, el cual fue fijado a aproximadamente 2cm de la segunda articulación metacarpofalángica. Un transductor de puente resistivo estrangulador de tensión Lab Linc V system V72-25A, con una excitación de voltaje de 5V amplifica los cambios en la resistencia eléctrica producto de las señales de aceleración. La resolución del acelerómetro es de 0,001m/s<sup>2</sup>, sensando las señales mediante un convertidor A/D de 12bit a 1000Hz de frecuencia. Todo este sistema se utilizó con la intención de registrar dos tipos de tremor, en descanso y postural, sometiendo al sujeto a soportar cargas variadas suspendidas en la mano mediante una cinta de velcro. Para el procesamiento de la amplitud se utilizó el análisis autoespectral para cuantificar la señal (Elble y Koller 1990; Jenkins y Watts 1968; McAuley *et al.* 1997), de igual forma se utilizó este método para la

determinación de la frecuencia. Este proceso permitió la correcta adquisición de datos de acelerometría que conjuntamente con datos adquiridos de electro-miografías realizada a los sujetos en estudios, permitieron su respectivo análisis y resultados, los cuales plantean que no existen cambios significativos en la frecuencia y amplitud entre jóvenes y ancianos, sin embargo se pudo percibir una ligera disminución en la frecuencia en el grupo de mayor edad, en coherencia con publicaciones anteriores. (Birmingham *et al.* 1985; Kelly *et al.* 1995; Marsden *et al.* 1969; Marshall 1961; Wade *et al.* 1982).

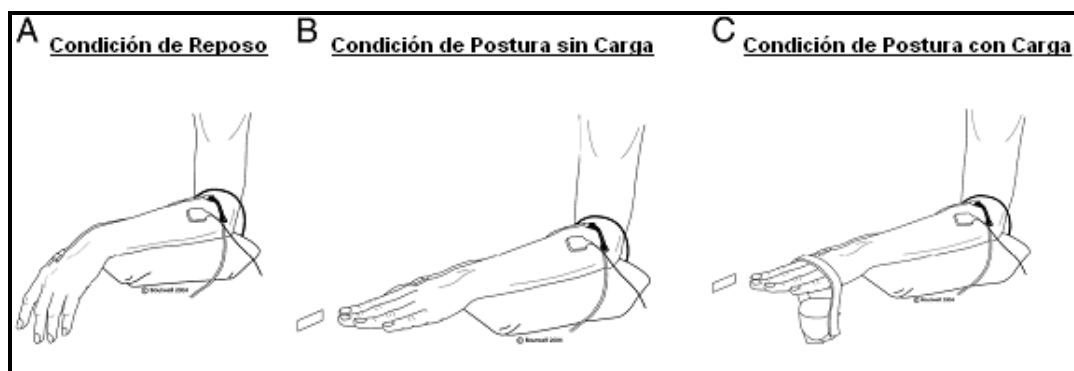


Figura I.3. Métodos de medición ensayados.

Elble *et al.* (2006), las escalas de medición del temblor son usadas comúnmente en la evaluación clínica del temblor, sin embargo antes de esta publicación que se titula “*Tremor amplitude is logarithmically related to 4- and 5- point tremor rating scales*”, la relación entre las escalas de medición del temblor y la amplitud del mismo nunca había sido cuantificada. La resolución de estas escalas es desconocida y la significancia clínica de un cambio de un punto en alguna de estas escalas es incierta, por lo cual es virtualmente imposible la comparación de estudios clínicos que utilizan alguna escala de medición del temblor con algún otro método que utilice acelerometría o tablas digitalizadoras.

El estudio incluyó data obtenida desde cinco diferentes locaciones o centros de investigaciones involucrando a 928 pacientes con diferentes tipos de temblor, este fue

cuantificado utilizando tablas o mesas gráficas y acelerómetros, utilizando técnicas similares, las cuales presentan en común la colocación de los acelerómetros, los cuales fueron montados en la parte dorsal de la mano, permitiendo la obtención de la aceleración del tremor. La amplitud fue obtenida mediante un proceso de doble integración de la aceleración, luego de haber filtrado las variaciones de baja frecuencia por debajo de 2Hz y después promediarlas (Louis y Pullman 2001). La frecuencia del tremor fue calculada utilizando el algoritmo de transformada rápida de Fourier (Elble *et al.* 1994; Elble *et al.* 1996; Timmer *et al.* 1996; Matsumoto *et al.* 1999).

Como producto de este estudio no se presentan resultados estadísticamente concluyentes. Esta situación se presenta por la cruda sensibilidad que presentan estas escalas de 4 y 5 puntos de evaluación del tremor, sin embargo el comportamiento o tendencia del tremor referenciado a las escalas de clasificación del tremor sigue una tendencia logarítmica en este y en estudios anteriores. Es posible plantear cierta limitación involucrada que intervinieron en la obtención de los resultados esperados, tales como, la cuantificación objetiva del tremor mediante la utilización de acelerómetros uniaxiales que no permiten capturar la complejidad del tremor humano bajo las condiciones y necesidades de esta investigación.

**Machowska-Majchrzak *et al.* (2007)**, Mediante su investigación de nombre “*Analysis of selected parameters of tremor recorded by a biaxial accelerometer in patients with parkinsonian tremor, essential tremor and cerebellar tremor*” plantean como objetivo, el análisis y visualización de la señal registrada del tremor, incluyendo la evaluación de los componentes espectrales a la frecuencia dominante y la selección de estos parámetros que sean útiles para la diferenciación de diferentes tipos de tremor. El tremor es el desorden del movimiento más común en la práctica médica, por lo cual puede constituir un criterio clínico en la distinción de diversos desordenes neurológicos o cualquier otra condición clínica.

El tremor fisiológico es posible definirlo como aquel tremor de baja amplitud, difícilmente visible, con frecuencias que oscilan entre 8-12Hz, que se presenta en personas saludables. Este tremor se presenta principalmente en posiciones posturales tal como mantener los brazos suspendidos en el aire, y el cual desaparece al mantener los brazos en descanso o durante el desarrollo de alguna actividad física (Elble y Koller 1990). A diferencia del tremor fisiológico, el tremor patológico, puede presentarse de diversas circunstancias, de manera idiopática o aislada, o como resultado secundario de otros desordenes.

Entre los más comunes tipos de tremor patológico se puede incluir al tremor esencial, el tremor de Parkinson y el tremor cerebelar intencional (Elble 2000). El tremor esencial es claramente visible, bilateral y usualmente simétrico en condiciones de postura o de alguna actividad, pudiendo estar presente en reposo en pacientes de mayor edad con niveles de enfermedad avanzada. Esta enfermedad usualmente manifiesta tremor aislado en las extremidades superiores, acompañado ocasionalmente de tremor en la cabeza, este último también puede presentarse como un síntoma aislado del tremor esencial. El tremor de las extremidades superiores presenta una aducción y una abducción de los dedos y flexión y contracción de las muñecas. El tremor en la cabeza puede presentar movimientos de afirmación o de negación. La frecuencia del tremor esencial se encuentra en un rango de 4 a 12Hz, mostrando bajas frecuencias en pacientes de edad elevada, mientras que en sujetos jóvenes el tremor presenta altas frecuencias, comparable con personas que presentan tremor fisiológico.

El tremor de Parkinson es usualmente rítmico y regular en la posición de descanso con frecuencias de 4 a 8Hz (usualmente entre 4 y 5Hz), caracterizado por la alternada pronación y supinación de los brazos, flexión y extensión de las muñecas y la presencia de un tremor similar a “contar dinero” en los dedos medio, índice y pulgar. El tremor es usualmente asimétrico, además de estas condiciones, el tremor del parkinson puede afectar los labios, las mejillas, extremidades inferiores y raramente extremidades inferiores, tronco y la cabeza.

El temblor de las extremidades superiores es la primera manifestación motora en el 75% de las personas que sufren del mal de Parkinson. En estado avanzado del mal de Parkinson el temblor es bilateral y generalmente asimétrico. El temblor puede ser continuo y con una frecuencia constante en la posición de descanso y cuando los brazos son mantenidos en cierta posición o en movimientos. En algunos pacientes el temblor bajo acción tiene mayor frecuencia en comparación con el temblor en reposo.

La mayor anormalidad en los desordenes cerebelares incluyen una pérdida en la suavidad de los movimientos, el cual se puede manifestar como un temblor rítmico, este temblor es usualmente intencional pero también puede presentarse de manera postural. El temblor cerebelar intencional tiene frecuencia de 3 a 5Hz y esta frecuencia es inversamente proporcional a la inercia de las extremidades afectadas, esta frecuencia es de aproximadamente de 3 a 8Hz en las extremidades superiores, de 3Hz aproximadamente en las extremidades inferiores y de 2 a 4Hz en el tronco. Las oscilaciones de este temblor intencional son perpendiculares a la dirección del movimiento y tienen amplitudes variables, las cuales se incrementan, como por ejemplo, cuando se aproxima a coger un objeto.

El temblor postural cerebelar presenta varios grados de severidad, con rangos de frecuencia que varían entre 2.5 y 4Hz, pudiendo disminuir o aumentar en amplitud, y empeorándose mientras se mantiene una posición por largo tiempo. Este temblor presenta características que afectan más a los músculos proximales que a los distales, que pueden también afectar a la cabeza y al tronco. Este temblor presenta características bilaterales y simétricas en el caso de daños neuro-degenerativos o tóxicos del cerebelo, pero es unilateral el caso de lesiones hemisféricas (Jasinska-Myga *et al.* 2002; Machowska-Majchrzak *et al.* 2005).

La evaluación y clasificación del temblor se torna dificultosa debido a las similitudes de las manifestaciones clínicas y la variabilidad de otros parámetros considerables.

Las evaluaciones o ensayos realizados se llevaron a cabo mediante la utilización de un acelerómetro biaxial de la marca Analog Devices con una interfaz

ADXL202EVB y un software de la empresa Crossbow Inc. La frecuencia de muestreo fue fijada a 50Hz por canal, ubicando al sensor en la superficie dorsal de la mano del paciente. Las mediciones se llevaron a cabo tanto en la mano derecha como en la mano izquierda separadamente y de manera consecutiva bajo 3 posiciones. La primera en posición de descanso con el brazo completamente apoyado, en posición de escribir sosteniendo un lápiz y por última en una posición sin apoyo manteniendo el brazo en una posición suspendida en contra de la gravedad. El análisis está enfocado en: la forma del espectro y de la manera como la frecuencia varía con el tiempo, la frecuencia de los picos dentro del espectro, la frecuencia media, la desviación estándar de esta y el índice armónico.

Como análisis a los resultados obtenidos en este estudio se verificaron los rangos de frecuencia en los cuales se comportan los diferentes tipos de tembores estudiados, permaneciendo entre 4 y 6Hz para el tembor de Parkinson, un amplio rango de 4 a 12Hz para el tembor esencial, un rango más corto para el tembor cerebelar de entre 3 y 4Hz y mientras que el tembor fisiológico se presenta en una rango de 8 a 12Hz. (Edwards y Beuter 1999). Sin embargo estos valores medios solo pueden considerar el comportamiento común de la población, y como se puede notar estos rangos se superponen por lo cual no pueden considerarse como criterios certeros de diferenciación.

# CAPÍTULO II

## MARCO TEÓRICO

---

*En este capítulo se muestran todos los fundamentos teóricos que se deben tomar en cuenta para el correcto desarrollo de este trabajo. Tomando en consideración los aspectos fisiológicos que involucran el acto del movimiento humano y de que manera se pueden ver afectados estos mecanismos, las formas de medición del tremor humano como síntoma de alguna enfermedad, considerando el punto de vista de la ingeniería, y adicionando información referente al correcto análisis de vibraciones, aplicado en esta investigación al estudio del tremor humano.*

### II.1. Vibraciones.

Una vibración no es más que un movimiento periódico que se repite después de cierto intervalo de tiempo, este tiempo es lo que se conoce como el período de la vibración  $T$ . este comportamiento se puede observar en detalle en la figura II.1 , donde adicionalmente se muestra el máximo desplazamiento o amplitud de la vibración,  $X_0$  (Mobley 1999).

Cuando se expresa que la corriente eléctrica alterna posee 60 ciclos por segundo, se refiere a que en un período de tiempo de un segundo se observaron 60 ciclos de corriente eléctrica, estableciendo este número como la frecuencia  $f$  de la onda. De esta forma la frecuencia se define como el número de ciclos que ocurren en un período de tiempo, usualmente expresada en Hertz (Hz) en honor al hombre que desarrollo la teoría de frecuencia Today Hertz. De acuerdo a las definiciones de período y frecuencia, es evidente que una representa el inverso del otro, siendo estas dos variables fundamentales para el estudio de vibraciones (Taylor 2003).

$$f = \frac{1}{T} \quad (1)$$

Una función armónica es el movimiento periódico más simple, el cual se caracteriza por la función producto de las pequeñas oscilaciones de un péndulo simple, cuya relación se expresa de la siguiente manera (Mobley 1999):

$$X = X_0 \cdot \text{sen}(\omega \cdot t) \quad (2)$$

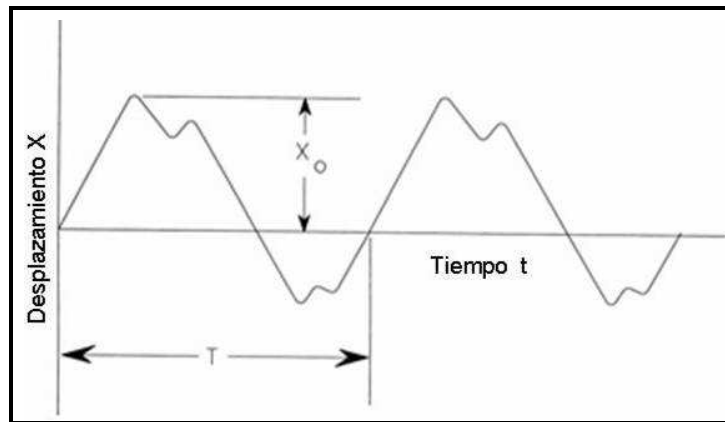
Donde:

$X$ : Desplazamiento de la vibración (m).

$X_0$ : Máximo desplazamiento o Amplitud (m).

$\omega$ : Frecuencia Angular (r/s)

$t$ : Tiempo (s)



**Figura II.1. Gráfica de la Función de desplazamiento como amplitud vs. Tiempo.**

Existen diferentes maneras de expresar los niveles de amplitud de un fenómeno vibracional. Los cuales son: de pico a pico, de cero a pico y el valor RMS\*. Cuando se refiere al valor de pico a pico, se está considerando la amplitud total generada por una máquina, sus componentes o alguno de ellos, siendo este valor más utilizado cuando es necesario conocer el desplazamiento total de un perfil de vibración (Mobley 1999; Taylor 2003).

\*RMS: (Root Mean Square). Según sus siglas en inglés se refiere al valor promedio estadístico de la amplitud generada por una máquina, alguna de sus componentes o el conjunto de ellas.

Las mediciones de amplitud de cero a pico son aquellas que se realizan desde la línea del cero hasta el punto de medición más alto del pico positivo o hasta el punto más bajo de medición del pico negativo. Este valor del nivel de vibración es utilizado para describir niveles obtenidos de transductores de velocidad o acelerómetros (Taylor 2003).

Si se intenta promediar una señal armónica de amplitud en un período de tiempo, se puede observar que la porción negativa se cancela con la porción positiva. El valor RMS por lo tanto se refiere al promedio estadístico del valor de la amplitud de una máquina, sus componentes o alguna de ellos. Por lo tanto el valor RMS es calculado por la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de una serie de puntos bajo la curva al cuadrado,

Normalmente los valores de amplitud en RMS son utilizados en conjunto complemento a las valores de aceleración obtenidos mediante acelerómetros, expresando sus unidades en función de aceleración (Mobley 1999).

## **II.2. Dominio de tiempo y Dominio de frecuencia.**

Las vibraciones pueden ser analizadas tanto en el dominio del tiempo como en el dominio de la frecuencia. Cuando se trata del dominio de tiempo, la introducción de estímulos a un sistema genera respuestas a dicho estímulo las cuales varían con el tiempo, el registro o medición de estas señales representan una historia de tiempo la cual se puede representar mediante gráficas, esta representación del estímulo medido en función del tiempo como variable independiente es lo que se denomina dominio del tiempo (De Silva 2000).

Aun cuando análisis de algunos problemas puede llevarse a cabo en el dominio de tiempo, las señales de este tipo son generalmente muy complejas debido a que la información mostrada es la sumatoria de todos los desplazamientos producto de las diferentes posibles fuentes de vibración. Frente a esta situación, el físico y

matemático francés Jean Fourier determinó que una función no-armónica, tal como las mediciones de vibración en el dominio del tiempo, son la suma matemática de funciones armónicas simples, las cuales representan los componentes discretos armónicos de la suma no- armónica total (Taylor 2003; De Silva 2000).

El análisis de Fourier es la clave para el análisis de frecuencia y la obtención de este dominio a partir de señales de vibración en el dominio de tiempo. El dominio de frecuencia se obtiene a partir de la aplicación de una técnica matemática conocida como Transformada de Fourier, la cual permite mostrar cada componente de vibración como un pico discreto de frecuencia. Una ventaja inmediata que presenta la transformada de Fourier es que mediante su uso operaciones de diferenciación (derivación e integración) en el dominio de tiempo se convierten en simple operaciones algebraicas como lo son la multiplicación y la división. Existen tres versiones de la transformada de Fourier, la transformada integral de Fourier, la expansión en serie de Fourier y la de mayor utilización en el análisis computacional digital, la transformación discreta de Fourier (De Silva 2000).

La transformación discreta de Fourier relaciona una función discreta de muestras en el tiempo  $X(m)$  (propia de una señal digital de adquisición de datos) con una función discreta en el dominio de frecuencia  $X(n)$  (De Silva 2000).

$$X_n = \Delta T \sum_{m=0}^{N-1} X_m \cdot \exp(-j2\pi mn / N) \quad (3)$$

Donde  $N$  representa el número de puntos a obtener mediante la transformada, equitativamente distribuidos en el espectro de frecuencia o dominio de frecuencia, que van a permitir la correcta aproximación a la continuidad, de los picos de frecuencia dentro de este dominio (mayor  $N \rightarrow$  mayor continuidad).  $\Delta T$  se puede identificar como el período de muestreo en el tiempo (tiempo entre dos puntos adyacentes en la información registrada) (De Silva 2000).

La transformada discreta de Fourier (DFT, por sus siglas en inglés) es en si misma una transformada independiente de la transformada integral de Fourier (FIT), sin embargo es posible interpretarla como la integración trapezoidal aproximada de la FIT (De Silva 2000).

La transformada rápida de Fourier es un algoritmo matemático basado en la DFT, que fue desarrollado por Cooley y Tukey que permite reducir el número de operaciones matemáticas necesarias para calcular la transformada discreta de Fourier. Como resultado de aplicar este algoritmo es posible reducir el número de operaciones matemáticas conocido de  $N^2$  para la DFT a un número menor de operaciones  $N \log_2 N$ , reduciendo de esta forma significativamente el número de operaciones y permitiendo una mejor aplicación en análisis computacionales (Karris 2003).

### **II.3. Teorema de Muestreo (Karris 2003).**

Cuando se intenta realizar un análisis digital de Fourier, se debe recordar que el objetivo principal es el de obtener una aproximación discreta a la función continua de transformada integral de Fourier FIT, considerando como herramienta de cálculo de uso común en programas computacionales a la transformación discreta de Fourier DFT o en su defecto la transformación rápida de Fourier FFT, buscando la mayor precisión y consistencia

Frente a la presencia de una señal continua discreta en el tiempo luego de una digitalización, es evidente que se presentan modificaciones a la función real analógica en estudio. Esta modificación genera igualmente cambios en la señal obtenida en función de la frecuencia, también conocida como dominio de frecuencia, producto de un transformada discreta o rápida de Fourier de la señal en el dominio del tiempo. Dada estas circunstancias estamos ante la presencia de dominios de tiempo y de frecuencia aproximados. Esta situación obliga a considerar cuales son las mejores

condiciones de medición y muestreo para obtener la mayor aproximación al fenómeno físico en estudio evitando la introducción de errores.

Tomando en cuenta los argumentos anteriormente planteados, es importante considerar el error de solapamiento o ruido (*aliasing error*), el cual plantea que si una señal de tiempo con muestras tomadas cada  $\Delta T$  se intenta transformar a este mismo paso, solo se obtendrán valores en el espectro de frecuencia por debajo de  $f=1/(2 \Delta T)$ . Este hecho es el que se conoce como Teorema de Muestreo de Shannon, llamando a la frecuencia límite como frecuencia de Nyquist. En el análisis de señales de vibraciones, se suele utilizar un suficientemente pequeño  $\Delta T$  con propósito de reducir la distorsión por solapamiento o ruido en el dominio de frecuencia, dependiendo de la mayor frecuencia de interés en la señal analizad. Esto, sin embargo aumenta el tiempo de procesamiento de la señal y los requerimientos de almacenamiento en el computador, lo cual es indeseable particularmente en los análisis de tiempo real. El criterio de muestreo de Nyquist establece que la tasa de muestreo de una señal debe ser al menos el doble de la más alta frecuencia de interés. Se debe considerar en la práctica, hacer los muestreos a unos valores moderados que cumplan con el criterio de Nyquist, en vez de hacerlos a unos valores muy elevados. Además, se debe considerar el uso de filtros antirruidos (anti-aliasing) para remover la distorsión de los componentes de frecuencia.

#### **II.4. Modos de Medición de Vibraciones (Taylor 2003).**

Las vibraciones pueden ser medidas por desplazamiento, velocidad y aceleración. El desplazamiento es medido por transductores de desplazamiento por contacto, el cual es un dispositivo mecánico que es capaz de medir el movimiento relativo entre dos superficies. Su funcionamiento se basa en un émbolo que se desplaza con la superficie en contacto, variando la tensión de salida de una bobina la cual es interpretada como desplazamiento.

En un fenómeno vibracional, la velocidad es medida mediante un transductor de velocidad, su funcionamiento consiste en un imán permanente el cual se encuentra fijo y un embobinado montado sobre un muelle. Al percibir una fuente de vibración, la bobina se mueve sobre el imán produciendo una señal

La aceleración es medida mediante acelerómetros, la cual es percibida por cristales piezoeléctricos que producen una señal de voltaje cuando el cristal sufre alguna deflexión con motivo de alguna vibración o temblor, la aceleración es comúnmente medida en unidades de gravedad, por ejemplo  $1g$  es aproximadamente equivalente  $10m/s^2$  de acuerdo a sus unidades correspondientes en el Sistema Internacional de unidades.

Se debe acotar, que es posible medir desplazamientos con acelerómetros, aceleración con transductores de velocidad y cualquier otra combinación posible, mediante diferenciación o integración de los valores, los cuales se pueden realizar en un programa computacional de cálculo y análisis de señales.

## **II.5. Sensores de aceleración.**

Un acelerómetro sensa desplazamientos y produce una respuesta eléctrica que es proporcional a la magnitud de la frecuencia de la señal excitadora.

### Tipos de acelerómetros.

- Mecánicos.
- Servos.
- Térmicos.
- Capacitivos.
- Piezoresistivos.
- Piezoeléctricos.

### Principios de Función y características.

#### II.5.1. Acelerómetros Mecánicos. (Omega.com, 1998).

Este tipo de acelerómetros o también denominados acelerómetros de Masa Inercial, sensores de velocidad y de otras formas similares; basan su principio de funcionamiento en la acción de una fuerza, resultante de la aceleración, sobre una Masa Inercial, la cual va a manifestar una deflexión o un desplazamiento físico, tal resultado se cuantifica por medio de detectores de proximidad o galgas de esfuerzos (strain gage).

Esta modalidad es muy utilizada en la industria automotriz, en las evaluaciones de los sistemas de Air-Bag (bolsas de aire), los sistemas ABS (Sistema de Antibloqueo de Frenado), control de chasis, etc.

#### II.5.2. Servo-acelerómetros.

Su funcionamiento comprende la interacción de un mecanismo de rotación (tipo péndulo), el cual es intencionalmente desbalanceado al momento de ocurrir una aceleración, produciendo un movimiento angular, el cual es balanceado y puesto en su posición de origen por la acción de campos electromagnéticos. La energía eléctrica necesaria para generar los campos electromagnéticos capaces de balancear el sistema, es proporcional a la magnitud de la aceleración. (Omega.com, 1998).

Alguna de las aplicaciones de este dispositivo se remite al balanceo de equipos, monitoreo de las vibraciones en engranajes, y en los desarrollos de los sistemas de navegación. (Olney et al, 2001).

#### II.5.3. Acelerómetros Térmicos. (Sensormag. Sensors Magazine, 2001).

El principio de funcionamiento que define a este tipo de acelerómetro comprende la emisión de una señal cuantificable por medio de la transferencia de calor existente entre una fuente generadora de calor y una masa inercial. Al momento de ocurrir una aceleración, la fuerza resultante generada somete a la masa inercial provocando un

desplazamiento físico en ella, el cual de acuerdo a la proximidad que se encuentre la masa con respecto a la fuente, ocasionará una variación en la temperatura dentro de la misma, tal variación se cuantifica por medio de termopilas de Polisilicatos.

#### II.5.4. Acelerómetros Capacitivos.

En este tipo de configuración de sensor de aceleración, el principio de función se basa en la colocación de dos capas conductoras (platos) sobrepuestas, encarándose ambas, una de estas esta fija en el circuito y la otra esta dispuesta de forma móvil, que al momento de ser detectada una aceleración, la fuerza que la misma genera somete a la capa móvil provocando un desplazamiento físico en ella de manera que la distancia entre ambas capas se reduce. El valor de la capacitancia se traduce directamente en valores de aceleración, a medida que la distancia entre las capas se acorta, la magnitud de la capacitancia se incrementa, así como los valores de aceleración. (Patente de Estados Unidos N° 7004026).

Este sensor es designado para medir rangos bajos de G (G: aceleración medida en gravedades). Adecuados para monitoreo de trayectorias, evaluación estructurales, evaluación de suspensión automotriz, y pruebas de freno. (Olney et al, 2001).

#### II.5.5. Acelerómetros Piezoresistivos.

Los sensores de aceleración piezoresistivos o también denominaos “strain gages” (galga de esfuerzo), basan su principio en la propiedad que tienen las resistencias eléctricas de variar la magnitud de su valor cuando el material, en este caso las strain gages semiconductoras que sujetan a una masa inercial, se deforma mecánicamente. Esta acción se da por motivos de una fuerza producto de la aceleración somete a la masa inercial a desplazarse mecánicamente, deformando las strain gages, variando su resistencia, que se traduce a valores de potencial, los cuales son proporcionales a la magnitud de la aceleración. (Petraccia, 2005).

Estos Sensores son funcionales para monitoreos de larga duración, experimentados en pruebas de choque de automóviles y pruebas de municiones explosivas. (Olney et al, 2001).

#### II.5.6. Acelerómetros Piezoeléctricos.

Los acelerómetros Piezoeléctricos utilizan un simple principio, el principio de la masa elástica, en el cual al momento de generarse una fuerza sobre la masa, se desarrolla una carga eléctrica proporcional al desplazamiento mecánico. En otras palabras, la fuerza causada por una vibración o en la variación de posición (aceleración) produce que la masa del material piezoeléctrico\*\* se deforme generando una carga eléctrica, la cual es proporcional a la fuerza aplicada sobre el. Como se tiene que la masa, la cual es sometida por la fuerza aplicada, es una constante, obtenemos que la carga eléctrica generada por la deformación del material se exprese de manera proporcional a la aceleración (Omega Engineering, 2008).

Debido a que los dispositivos Piezoeléctricos generan una carga eléctrica de respuesta al instante de ocurrir la deformación del material, no se hace necesario la aplicación de una fuente eléctrica externa para la operación del dispositivo. (Olney et al, 2001).

Existen dos tipos de acelerómetros piezoeléctricos. El primer tipo de dispositivo se denomina de “alta impedancia”, en este tipo el material piezoeléctrico produce una carga eléctrica, la cual es directamente conectada al instrumento de medición. La carga de salida para ser leída amerita acondicionamiento e instrumentación. (Sensorsmag. Sensors Magazine, 2004; Omega.com, 1998; Omega Enginerring, 2008)

El otro tipo de acelerómetros Piezoeléctricos son los de respuesta de “baja impedancia”. Un dispositivo de “baja impedancia” tienen asociado un micro-circuito y un transistor FET, que convierta la señal a un voltaje de baja impedancia, la cual puede ser fácilmente conectada a una interfaz con instrumentos estándar.

(Sensormag. Sensors Magazine, 2004; Omega.com, 1998; Omega Engineering, 2008)

Ambos acelerómetros Piezoeléctricos, de “alta impedancia” y de “baja impedancia” pueden ser conectados en la superficie del cuerpo a evaluar. Estos dispositivos son solo adecuados para la medida de pequeña duraciones de aceleración. (Olney et al, 2001).



# *CAPÍTULO III*

## *FISIOLOGÍA HUMANA*

---

*En este capítulo se presenta en detalle el proceso fisiológico respectivo de los movimientos del ser humano, tomando en cuenta desde que se considera realizar un movimiento, viajando por los diferentes impulsos dentro del cuerpo hasta realizar la acción en cuestión. El objeto del desarrollo de este capítulo radica en una mejor comprensión del comportamiento del cuerpo para así entender las causas y efectos de las diferentes enfermedades que pueden causar desordenes del movimiento como lo es el tremor.*

### **III.1. Fisiología del movimiento humano (Guyton y Hall 2001).**

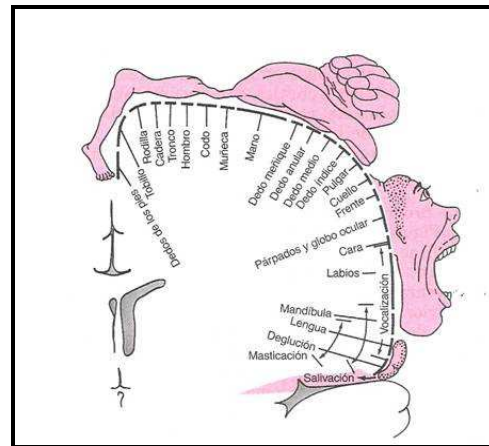
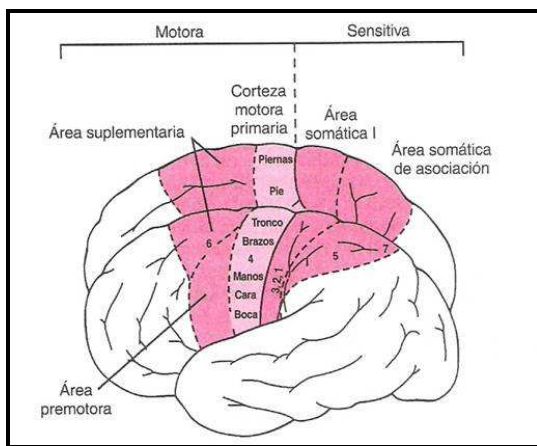
#### **III.1.1. Control de la función motora por la corteza cerebral y el tronco encefálico.**

Casi todos los movimientos voluntarios que inicia la corteza cerebral se realizan por la activación cortical de patrones de función que se almacenan en áreas cerebrales inferiores, (en la médula, el tronco encefálico, los ganglios basales y el cerebelo). Estos centros inferiores, a su vez, envían la mayor parte de las señales activadoras a los músculos. No obstante, la corteza dispone de una vía casi directa hasta las motoneuronas anteriores de la medula para algunos movimientos, que evita otros centros motores del camino, en especial para el control de los movimientos finos de destreza de los dedos y las manos.

Anterior al surco central, ocupando casi un tercio posterior de los lóbulos frontales se encuentra la corteza motora, área de la corteza funcional durante un movimiento o acción motora. Posterior al surco central está la corteza sensitiva

somática, la cual, envía muchas señales a la corteza motora para iniciar las actividades motoras.

La corteza motora se divide en tres subáreas, cada una de las cuales tiene su propia representación topográfica de grupos musculares y funciones motoras específicas del cuerpo: 1) la corteza motora primaria; 2) el área premotora, y 3) el área motora suplementaria, estas distribuciones se muestran en detalle en las figuras III.1. y III.2



**Figura III.1**

**Figura III.2**

**Figuras III.1 y III.2: Distribución de las áreas motoras sobre la corteza cerebral.**

### III.1.2. La corteza motora primaria.

La corteza motora primaria se localiza en la primera circunvolución de los lóbulos frontales, delante del surco central. Lateralmente, comienza la cisura de Silvio, se extiende hacia arriba hasta la parte más superior del cerebro, y a continuación se mete en la cisura longitudinal.

Es posible describir las representaciones topográficas de las diferentes áreas musculares del cuerpo en la corteza motora primaria, comenzando por la cara la región de la boca, cerca de la cisura de Silvio; el área del brazo y la mano, en la parte media de la corteza primaria; el tronco cerca de la parte alta del cerebro; y las zonas

de las piernas y los pies en la parte de la corteza primaria sumergida en la cisura longitudinal. De acuerdo a esta organización topográfica, se puede observar que más de la mitad de toda la corteza motora se ocupa del control de las manos y de los músculos del habla. Las estimulaciones puntuales de estas áreas motoras de la mano y del habla en pocas ocasiones producen la contracción de un único músculo. Con mayor frecuencia, la estimulación contrae un grupo de músculos. Dicho de otra manera, la excitación de una sola motoneurona cortical excita, de ordinario un movimiento en concreto en lugar de un solo músculo específico.

### III.1.3. Área premotora.

El área premotora se localiza justo anterior a la corteza motora primaria, se proyecta 1 a 3 centímetros hacia delante, desciende a la cisura de Silvio y asciende a la cisura longitudinal, colindando a este nivel con el área motora suplementaria de función análoga a la del área premotora. La organización topográfica de la corteza premotora es más o menos la misma que la de la corteza motora primaria: las áreas de la boca y la cara son más laterales, según se asciende, aparecen las áreas de la mano, el brazo, el tronco y las piernas.

Las señales nerviosas generadas en el área premotora producen patrones de movimiento mucho más complejos que los patrones concretos de la corteza motora primaria. Por ejemplo, el patrón podría consistir en colocar los hombros y brazos de forma que las manos se orienten para una tarea concreta. Para lograrlo, la zona más anterior de la corteza premotora toma primero una imagen motora del movimiento completo que se desea ejecutar. Luego, esta imagen excita a cada patrón sucesivo de actividad muscular de la corteza premotora posterior que se requiere para obtener la imagen. Seguidamente, la corteza premotora superior envía señales directamente a la corteza motora primaria, excitando varios grupos musculares, o, lo que es más frecuente, de forma indirecta a través de la corteza de los ganglios basales; la señal regresa luego a la corteza motora primaria por el tálamo. Así pues, la corteza premotora, los ganglios basales, el tálamo y la corteza motora primaria constituyen un

sistema global complejo para el control de mucho de los patrones complejos de actividad muscular coordinada del cuerpo.

#### III.1.4. Área motora suplementaria.

El área motora suplementaria tiene otra organización topográfica para el control de la función motora. Se localiza principalmente en la cisura longitudinal, pero se extiende unos centímetros sobre la porción más superior de la corteza frontal. Las contracciones desencadenadas por la estimulación de esta área a menudo son bilaterales en lugar de unilaterales. Por ejemplo, la estimulación induce con frecuencia movimientos simultáneos de presión con ambas manos; quizá estos movimientos representen rudimentos de las funciones de la mano necesarias para trepar. En general esta área funciona conjuntamente con el área premotora y proporciona movimientos posturales, movimientos de fijación de los diferentes segmentos del cuerpo, movimientos posicionales de la cabeza y ojo, etc., como base para un control motor más fino de los brazos y manos por el área premotora y la corteza motora primaria.

#### III.1.5. Áreas especializadas del control motor que se encuentran en la corteza motora.

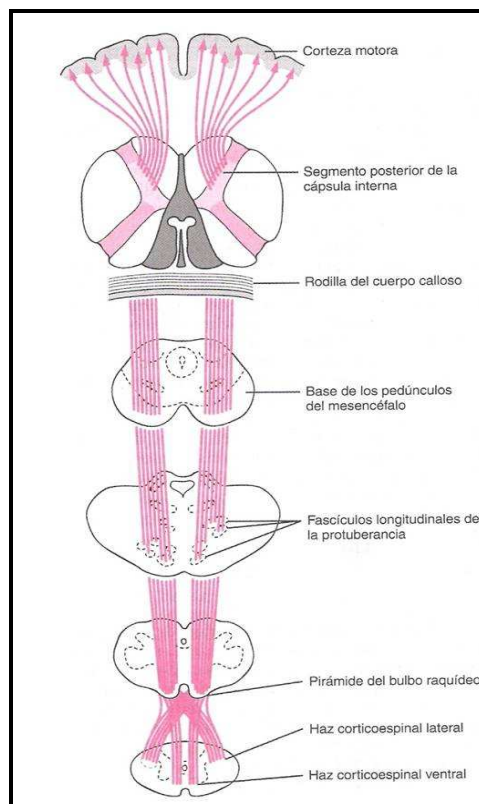
Se han podido identificar unas regiones motoras muy especializadas de la corteza cerebral humana, las cuales, controlan funciones motoras muy específicas, como por ejemplo lo son el campo de movimiento ocular voluntario, el área de rotación de la cabeza y el área de destreza manual.

El área de destreza manual se encuentra justo delante de la corteza motora primaria para las manos y dedos, donde existe una región del área premotora que es llamada el área para la destreza manual. Esto es, si un tumor u otra lesión destruye esta área, los movimientos de las manos e vuelven incoordinados y sin ningún propósito, afección denominada apraxia motora.

### III.1.6. Transmisión de las señales desde la corteza motora a los músculos.

Las señales motoras se transmiten desde la corteza a la médula espinal a través de la vía corticoespinal, e indirectamente por múltiples vías accesorias donde intervienen los ganglios basales, el cerebelo, y diversos núcleos del tronco encefálico. En general, las vías directas se ocupan de movimientos concretos y detallados, en especial los segmentos distales de los miembros, en particular de las manos y los dedos.

La vía corticoespinal también llamada haz o vía piramidal es la vía eferente más importante de la corteza motora, además de esta vía existe la vía extrapiramidal (figura III.4) que son todas las porciones del cerebro y del tronco encefálico que contribuyen al control motor, pero no forman parte del sistema corticoespinal directo. Comprende vías que pasan por los ganglios basales, la formación reticular del tronco encefálico, los núcleos vestibulares, y a menudo los núcleos rojos.



**Figura III.4. Esquema de la vía córtico-espinal o haz piramidal**

### III.1.7. Unidad Motora

Cada motoneurona que abandona la médula espinal inerva muchas fibras musculares diferentes, en número dependiente del tipo de músculo. Todas las fibras musculares inervadas por una sola fibra nerviosa reciben el nombre de unidad motora. En general, los músculos pequeños que reaccionan rápidamente y cuyo control debe ser exacto poseen pocas fibras musculares en cada unidad motora. A la inversa, los grandes músculos que no requieren un control muy fino, pueden poseer varios cientos de fibras musculares en una unidad motora.

#### Mecanismo general de la contracción muscular

El inicio y la ejecución de la contracción muscular se produce según los siguientes pasos secuenciales.

1. Un potencial de acción viaja a lo largo de un nervio motor hasta sus terminaciones en las fibras musculares.
2. En cada terminación, el nervio secreta una pequeña cantidad de la sustancia neurotransmisora acetilcolina.
3. La acetilcolina actúa sobre una zona local de la membrana de la fibra muscular para abrir múltiples canales con aperturas por acetilcolina a través de moléculas proteicas que flotan en la membrana.
4. La apertura de los canales de acetilcolina permite que grandes cantidades de iones sodio fluyan al interior de la membrana de la fibra muscular. Esto inicia un potencial de acción en la fibra muscular.
5. El potencial de acción viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular, de la misma manera que estos viajan a lo largo de las membranas de los nervios.
6. El potencial de acción despolariza la membrana de la fibra muscular y gran parte de la electricidad de este también viaja en profundidad dentro de la fibra

muscular, donde hace que el retículo sarcoplásmico libere grandes cantidades de iones calcio que estaban almacenados en el retículo.

7. Los iones calcio inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y miosina, haciendo que se deslicen entre sí, lo cual constituye el proceso de contracción.
8. Transcurrida una fracción de segundo, los iones calcio son bombeados de nuevo al interior del retículo sarcoplásmico mediante una bomba de calcio de membrana, donde permanecerán almacenados hasta la llegada de un nuevo potencial de acción al músculo; y esta retirada de los iones de calcio hace que cese la contracción.

#### III.1.8. Características del potencial de acción muscular

1. Potencial de membrana en reposo: unos -80 a -90 milivoltios en las fibras esqueléticas, el mismo que en las fibras nerviosas mielínicas grandes.
2. Duración del potencial de acción: de 1 a 5 milisegundos en el músculo esquelético, unas cinco veces mayor que en las fibras nerviosas grandes.
3. Velocidad de conducción: 3 a 5 m/s aproximadamente 1/13 de la velocidad de conducción de las grandes fibras nerviosas que excitan el músculo esquelético.



# *CAPÍTULO IV*

## *MARCO METODOLÓGICO*

---

*El desarrollo de este capítulo permite establecer un proceso descriptivo de los métodos, técnicas y procedimientos de investigación necesarios para cumplir con los objetivos planteados. El correcto desarrollo de esta metodología de investigación es un factor determinante para la obtención de resultados objetivos, que permitan que de esta investigación se desarrolle esta nueva técnica de evaluación planteada para la caracterización de enfermedades que evidencien como síntoma algún tipo de tremor.*

### **IV.1. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.**

El desarrollo de un dispositivo para la evaluación y caracterización del tremor humano, exige indudablemente el desarrollo de un procedimiento experimental que permita sistemáticamente el diseño y construcción de este sistema de medición.

#### **Procedimiento.**

- Revisión detallada de Publicaciones, Tesis y otras fuentes que contengan algún tipo de información acerca del análisis y evaluación de enfermedades que produzcan temblor en pacientes, destacando todos aquellos tópicos que se refieran a las diferentes formas de medición de las variables determinantes en la caracterización y determinación de los parámetros físicos del temblor humano. Así como también la revisión de cualquier tipo de documentación relevante a la construcción y selección de cualquier tipo de dispositivo de medición relacionado con la medición del temblor humano.

- Diseño del sistema de medición adecuado, tomando en cuenta la correcta selección del dispositivo que tendrá la tarea de sensor las variables que se presenten resultado de este fenómeno físico, en un punto apropiado donde designe la mayor sensibilidad, se haga énfasis en el rango de amplitud y frecuencia, y se mantenga un tamaño y estética considerable para efecto de las mediciones a realizar. A su vez, que presente una versatilidad que permita la interconexión con una computadora equipada con una herramienta computacional adquirida o de diseño propio que funcionará como recolector de información y soporte para el registro, análisis y procesamiento de la señal proveniente del paciente, para su uso clínico. El sistema deberá constar con el valor agregado del bajo costo y bajo mantenimiento, para así permitir su uso masivo en las instituciones públicas y beneficiar a la mayor cantidad de población posible.
- Validación de la condiciones de funcionalidad del sistema diseñado.
- Realización de los ensayos en personas que padezcan como manifestación clínica de los tipos más frecuentes de temblor (Esencial y por enfermedad de Parkinson) así como también tremor fisiológico, analizándose las variables obtenidas producto de los ensayos realizados.

## **IV.2. DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN.**

### **IV.2.1. Selección del sistema de adquisición.**

Con base a las referencias bibliográficas, se procedió a la selección del dispositivo a utilizar para la medición y registro del tremor humano. En concordancia con los estudios previamente realizados se seleccionó un sensor inercial tipo MEMS (que corresponden a las siglas en inglés de Sistemas Microelectromecánicos)

denominado acelerómetro, que permita el registro de las variaciones de aceleración. La importancia y motivo de la selección de este tipo de sensor, es el pequeño tamaño y peso de los mismos, que permiten un registro adecuado del tremor humano sin que el peso y el tamaño afecten la medición de una manera considerable.

Existen dentro de los Sistemas Microelectromecánicos una gran variedad de tipos, marcas y modelos de acelerómetros, cuyas diferencias de operación radican principalmente en la forma de adquisición de la información, cantidad de ejes de registro, rango de operación y/o de detección de aceleraciones, características de la señal de salida, voltaje de operación, ancho de banda de registro de frecuencias, entre otras. Tomando en cuenta los parámetros antes mencionados, en concordancia con las características del tremor y en busca de optimizar el factor económico del diseño se procedió a la selección del sensor de detección de la aceleración.

De acuerdo a los estudios previos se toman como referencia para la selección del dispositivo aceleraciones menores a los  $10\text{m/s}^2$  o a su equivalente aproximado en magnitud comparativa a la aceleración de la gravedad  $1g$  ( $9.81\text{m/s}^2 = 1g$ ). Adicionalmente, se presentan como frecuencias de estudio el rango comprendido entre 3 y 15Hz, por lo que se procede a la selección de un acelerómetro MEMS capacitivo marca ST modelo LIS3L02AL, de tipo triaxial, con rango de mediciones entre  $\pm 2g$ , que permite el registro de un ancho de banda de frecuencias de 1.500Hz, de salida analógica en voltajes, que permite una correlación lineal con las magnitudes de aceleración. El acelerómetro se adquirió instalado sobre una tarjeta de evaluación de la misma marca de código STEVAL-MKI002V1 (Figura A.1 en Anexos), que permite una conexión cableada más accesible de las señales de medición y un montaje mas adecuado y práctico. El sensor fue alimentado a su voltaje nominal de 3,3V por medio de una fuente de poder para computadora de 400W Modelo LPM2-20, que dispone de salida de voltaje a dicho valor requerido.

Es necesario destacar, que dentro del grupo de acelerómetros microelectromecánicos evaluados para la selección del sensor, fue posible encontrar una variedad de marcas con diferentes tipos de adquisición de la señal que cumplen y cubren de manera similar las características de medición necesarias para el registro del temblor humano, siendo factor decisivo en la selección del mismo la posibilidad de adquisición del sensor a través de una compra electrónica vía Internet, superando las limitaciones que de esta situación se deriva.

Es necesario un proceso de digitalización de la señal para poder ser analizada mediante alguna herramienta computacional, para ello se concibe la utilización de una tarjeta de adquisición de datos de bajo costo, pero que sea capaz de manejar el orden de magnitud de las mediciones a realizar. Este dispositivo consta simplemente de un convertidor analógico digital que permite una interconexión directa mediante un puerto computacional estándar.

Como criterio de selección para la tarjeta de adquisición de datos se toma en consideración la resolución del convertidor analógico digital el cual determinará la precisión de la medición, y también la frecuencia de muestreo de la misma, la cual determinará las frecuencias máximas a las cuales se pueden registrar datos.

Dados los criterios antes mencionados y conocido el rango de estudio de las frecuencias de interés, se puede citar el teorema de muestreo para establecer que la frecuencia de muestreo requerido para garantizar un registro preciso, debe ser de por lo menos 2 veces la frecuencia máxima de registro (15Hz), por lo que la frecuencia de muestreo debe ser como mínimo de 30Hz. Sin embargo, la frecuencia fue fijada a 75Hz para garantizar la calidad de la medición.

La tarjeta de adquisición de datos utilizada, es de la marca DATAQ INSTRUMENTS modelo DI-148U, cuya resolución es de 10bits y tiene una frecuencia de muestreo máxima de 240 muestras por segundo para 8 canales analógicos de adquisición. Este equipo incluye dos herramientas computacionales

para la adquisición de las señales de registro y para el análisis de las variables registradas (Windaq Acquisition software y Windaq Waveform Browser respectivamente). Adicionalmente el programa computacional incluye un número limitado de mediciones de evaluación a una frecuencia máxima de 14.400 muestras por segundos.

La herramienta de análisis computacional incluida en el paquete, incluye opciones de análisis espectral como lo son la transformada rápida de Fourier (FFT por sus siglas en inglés) y la transformada discreta de Fourier (DFT por sus siglas en inglés). De estas, la primera es la función más eficiente desde el punto de vista computacional, mas sin embargo, es la menos versátil. Esta función introduce como limitación que solo pueden ser evaluados un número de puntos igual a una potencia de 2 (por ejemplo 256, 512, 1.024, etc.). Adicionalmente, para llevar a cabo una FFT es necesario que la serie de tiempo a ser evaluada sea conmensuradamente una función periódica, lo que implica que un número entero de períodos se encuentren dentro de los límites de la FFT, es decir, hacer coincidir un número entero de períodos en un segmento de muestra que contenga un numero de puntos igual a una potencia de dos, lo cual es bastante improbable. De esto no cumplirse se introduce una distorsión bastante significativa en el espectro resultante. Como solución a esta situación, es posible atenuar e incluso reducir a cero esta distorsión si se utilizan ventanas de visualización establecidas como lo son la de hanning, Hamming, barttlet, entre otras (Archivos Ayuda Windaq).

En el caso de la DFT, se ofrece la capacidad de estudio de un número específico de puntos sin la limitación de que sea una potencia de 2, o cuando se requiere o desea un transformada sin visualización en ventana. Sin embargo ofrece como limitación que no se pueden considerar sino bajo condiciones de una periodicidad exacta, el estudio de un número de puntos mayor a 8.192 sin que se realice un promedio móvil de los registros de tiempo con el fin de garantizar que el número de puntos a transformar no excede la cifra indicada (Archivos Ayuda Windaq).

La interfaz de análisis de los registros de medición, proporcionada por la herramienta computacional Windaq Waveform Browser se muestra en la figura IV.1.

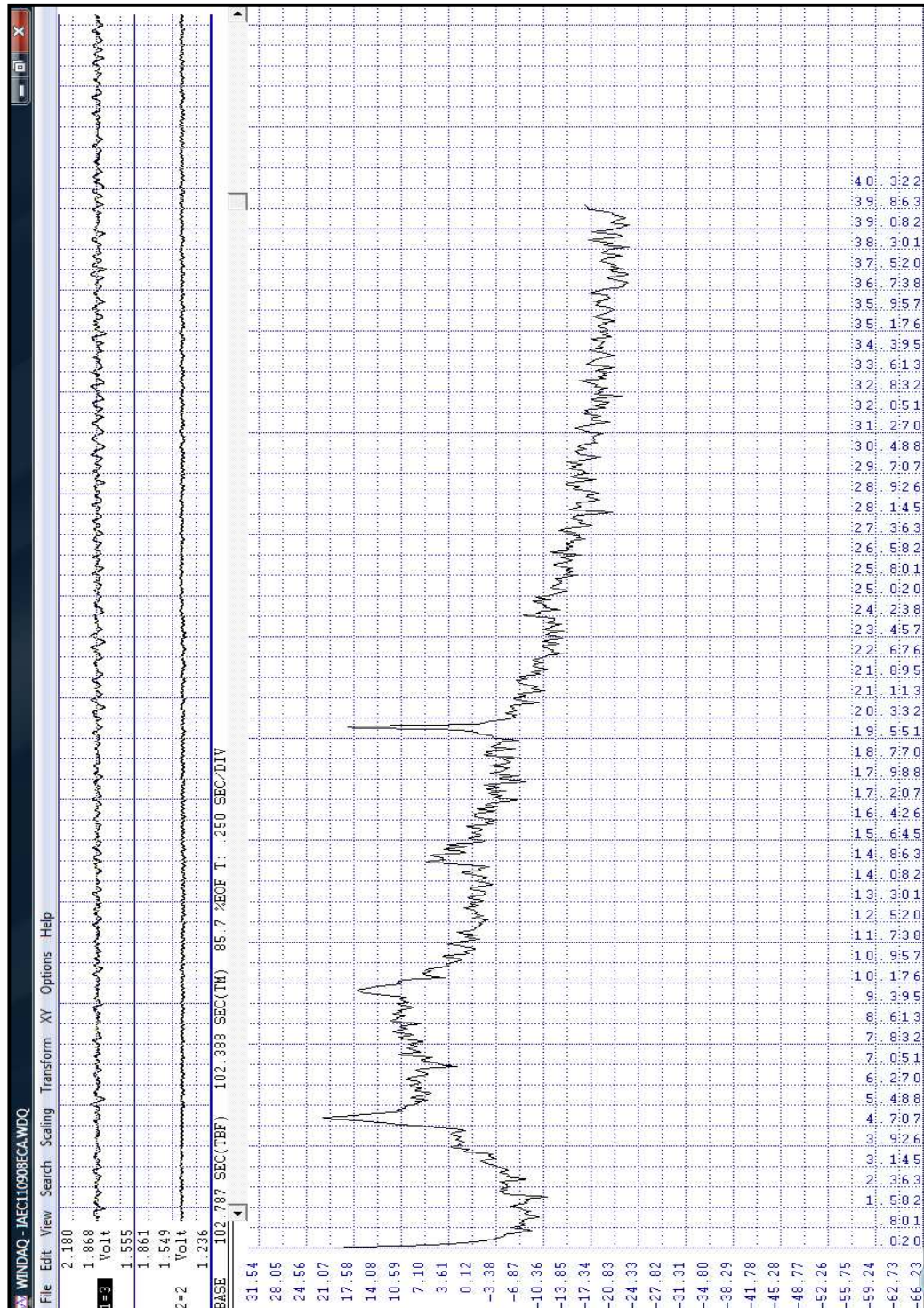
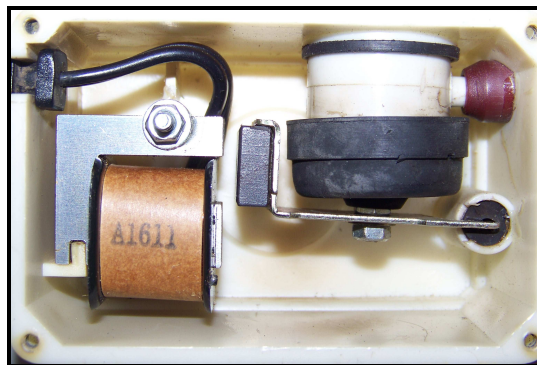


Figura IV.1 Interfaz de análisis de registros de Windaq Waveform Browser.

#### IV.2.2. Validación en frecuencias del dispositivo diseñado.

Para la validación en frecuencia del sistema de medición se llevo a cabo el registro de la oscilación de la corriente alterna de la red eléctrica local. Para ello, se dispuso de un montaje en el cual un electroimán conectado a la red de suministro eléctrico cambia su polaridad 60 veces por segundo en correspondencia a los 60Hz de la corriente eléctrica de la red. Dicho electroimán genera un campo magnético cambiante que produce la oscilación de un imán de polaridad permanente pivotado, ubicado en el rango de acción del campo electromagnético cambiante producido por el electroimán.



**Figura IV.2. Fotografía de oscilador electromagnético utilizado para validación en frecuencia.**

Fue adosado el sensor al conjunto mostrado en la figura IV.2 y se realizó un registro de treinta segundos a una tasa de muestreo de 1.800Hz para cada canal, las señales obtenidas para el eje Z de medición se representa en la figura IV.3: donde se muestra la señales en dominio del tiempo para el canal número 3, donde los canales 1, 2 y 3 representan los ejes X, Y y Z respectivamente de acuerdo al esquema de montaje.

El análisis espectral de frecuencias se llevo a cabo al realizar la Transformada Rápida de Fourier a 16.384 puntos de los 54.000 obtenidos por cada canal en el período de medición visualizados en una ventana de hanning, donde se obtuvieron las frecuencias fundamentales de la medición.

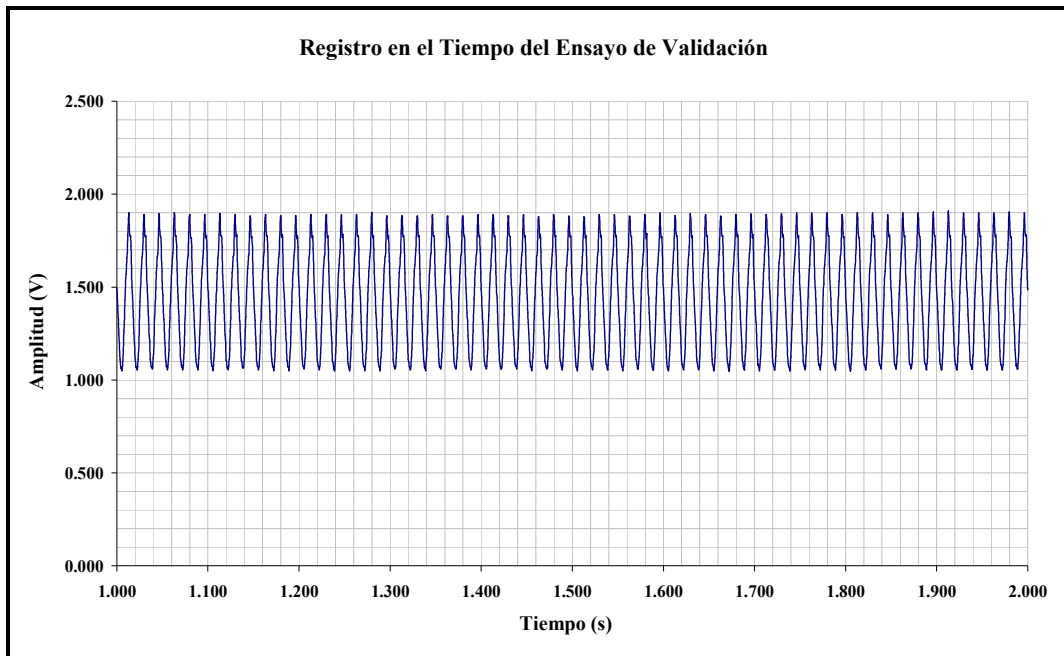


Figura IV.3. Gráfica del registro en el tiempo del ensayo de validación para un eje de medición.

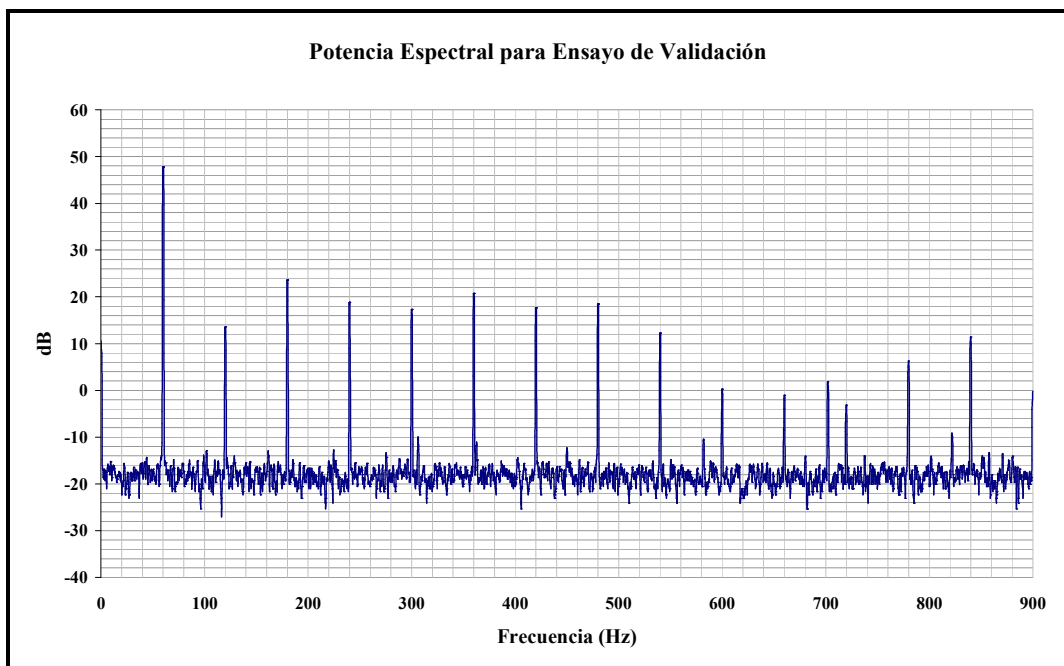


Figura IV.4. Gráfica de la potencia espectral (FFT) visualizado en una ventana de hanning del ensayo de validación para un eje de medición.

La significancia estadística de los picos dentro de un espectro puede ser evaluada con la prueba de Fisher kappa; la cual determina la densidad espectral relativa a una frecuencia específica contra la densidad total del espectro. De acuerdo a la expresión:

$$\kappa = \frac{\max I_{fi}}{\sum_{j=1}^n I_{fi}}$$

Donde el numerador representa el pico máximo a ser evaluado y el denominador es la densidad total del espectro de la muestra. Una tabla de distribución de los valores kappa es suministrada por Fuller (1976), bajo la hipótesis nula que una serie de tiempo es ruido blanco (Eblen-Zajjur, A. 1995).

Los registros de frecuencias obtenidos para el ensayo de validación fueron exportados a Microsoft Excel para la identificación de picos y determinación de sus valores kappa.

**Tabla IV.1.** Índice de significación estadística Fisher Kappa para los picos de frecuencia principales del ensayo de validación.

| <b>Frecuencia (Hz)</b> | <b>K</b> |
|------------------------|----------|
| 59,99                  | 523,68   |
| 179,96                 | 32,36    |
| 360,13                 | 23,22    |
| 240,05                 | 18,59    |
| 479,99                 | 17,96    |
| 420,12                 | 16,33    |
| 300,15                 | 15,64    |

En la tabla IV.1 se muestran los siete principales picos de frecuencia con su respectivo valor kappa, los cuales demuestran su significancia estadística dentro del espectro. Es posible observar que como primer valor de la tabla IV.1 se muestra la frecuencia fundamental esperada y adicional a estas se muestran sus seis principales armónicos

Aun cuando los resultados fueron obtenidos de la visualización de una ventana de hanning (Figura IV.4) se obtienen los mismos resultados si se realiza una DFT. Los

motivos por la cual se realiza la FFT para la validación de la frecuencia fue incluir una mayor cantidad de puntos para el estudio y para atenuar la distorsión producida el espectro al realizar una DFT, la cual se muestra en la figura IV.5.

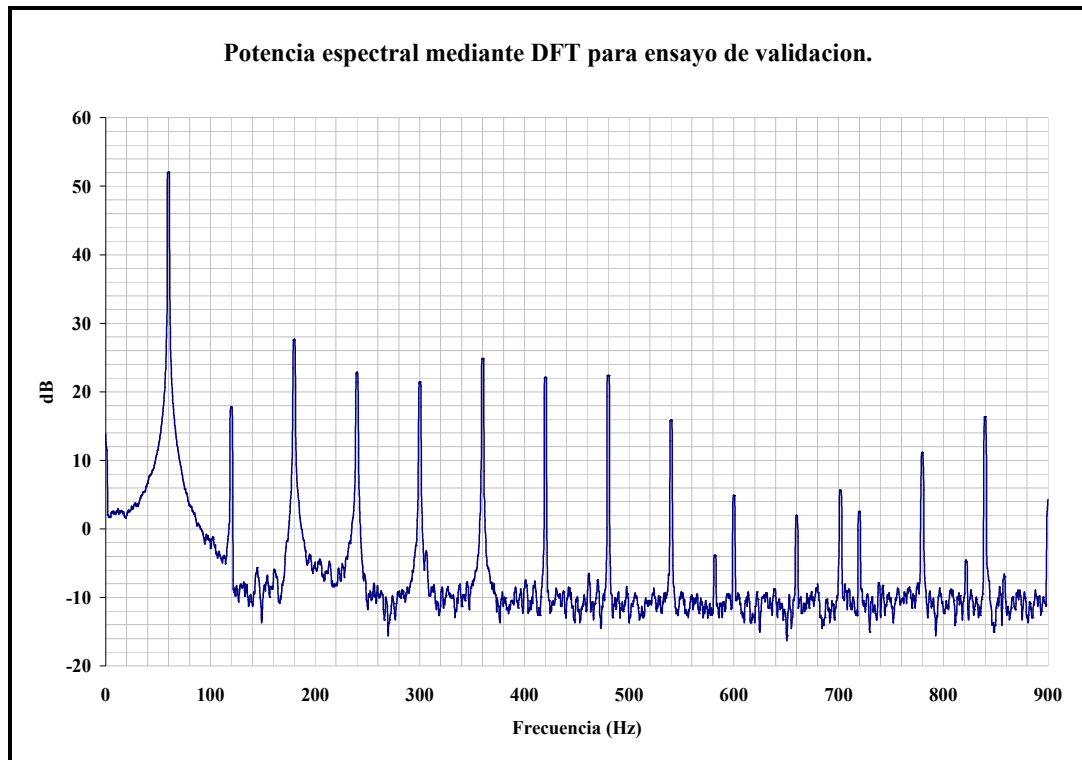


Figura IV.5. Gráfica de la potencia espectral (DFT) sin visualización en ventana del ensayo de validación para un eje de medición.

#### IV.2.3. Diseño del sistema de medición.

Se realizaron pruebas en una población de personas que presentan temblor fisiológico, temblor esencial y temblor de parkinson de acuerdo a un protocolo experimental planteado con el fin de establecer parámetros homogéneos de medición en toda la población, lo cual permitirá un análisis objetivo del comportamiento del temblor descartando las posibles variables que pueden ocasionarse en el ambiente durante la medición.

El protocolo de registro del temblor, tendrá en consideración los siguientes pasos y condiciones:

1. El ambiente de registro deberá tener una temperatura agradable comprendida entre los 22 °C a 25 °C.
2. Se debe garantizar el realizar las mediciones en un lugar tranquilo sin altos niveles de ruido que puedan interferir al momento de la evaluación del paciente.
3. Se debe recibir al paciente amigablemente con un trato agradable, se debe establecer una conversación durante un tiempo considerable, aproximadamente cinco (5) minutos reduciendo el estrés que el paciente pueda tener, explicándole detalladamente el procedimiento, objeto y utilidad del estudio, prestando especial atención al hecho de que la evaluación no generará ningún tipo de daño.
4. El paciente guardará asiento en una silla cómoda (ergonómica), diseñada especialmente para el ejercicio de la medición del temblor. El diseño sostendrá que el paciente apoye solamente las dos terceras (2/3) partes del antebrazo, dejando el tercio (1/3) distal del antebrazo libre de apoyo.
5. La medición se llevará a cabo en cuatro diferentes métodos, el primero se define posicionando el dispositivo en el pulgar, en la falange proximal (en forma de anillo), de la mano derecha del paciente mientras mantiene el brazo apoyado, el segundo método se desarrolla igual que el primero pero manteniendo el brazo alzado separado del apoyabrazos. En el tercer método se situará el dispositivo en el extremo de una herramienta que servirá de extensión con el fin de amplificar el temblor, dicha herramienta será sujeta por el paciente por el extremo opuesto a la posición del dispositivo mientras mantiene el apoyo antebraquial. Y el cuarto método es igual que el tercero pero sin mantener el apoyo del antebrazo.
6. El primer método correspondiente al registro pasivo del pulgar con apoyo antebraquial se realizará manteniendo el dispositivo en operación durante dos (2)

minutos, indicándole al paciente que mantenga la calma, evitando que se estrese e interfiera con la medición.

7. El segundo método correspondiente al registro activo del pulgar se llevará a cabo sin apoyo antebraquial, manteniendo el dispositivo en operación al igual por un período de dos (2) minutos. Durante esta medición hay que brindar un apoyo adicional al paciente durante el período,
8. El tercer método correspondiente al registro donde el paciente sostiene una herramienta de extensión, guardando apoyo antebraquial, el se realizará durante un período de dos (2) minutos. El arreglo se debe mantener lo más horizontal posible.
9. De acuerdo al cuarto método de medición, se procederá a que el paciente mantenga el brazo sin apoyo sosteniendo la herramienta de extensión, permaneciendo así por un período de dos (2) minutos. El arreglo se debe mantener lo mas horizontal posible.
10. La data de cada medición se grabará en el formato nativo del sistema de registro para su posterior análisis.
11. A cada modalidad de registro se le participarán los siguientes análisis: Estudio de parámetros en el dominio del tiempo, transformada discreta de Fourier (DFT), identificación de la frecuencia fundamental, sus armónicos, potencia espectral y significación estadística de los picos espectrales

La medición del tremor se llevo a cabo en la mano por dos motivos. Las extremidades superiores son las primeras en ser afectadas por las enfermedades que alteran el tremor humano (Guyton y Hall 2001). Adicionalmente, es una zona de fácil acceso para efectuar alguna medición en comparación a otras posibles áreas afectadas en menor grado como lo son el labio y el tronco.

Adicionalmente a los registros del temblor de cada persona, se añade información acerca de variables que puedan interferir a los resultados de las mediciones como lo son: la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, enfermedad base y medicación recibida. Se incluye también información sobre sexo, edad y peso del paciente en la tabla IV.2.

Tomando en cuenta las mediciones correspondientes al tercer y cuarto modelo, es necesario seleccionar e identificar la forma de extensión requerida. El propósito de la extensión radica en generar una amplificación mecánica de la señal producida por el temblor y aumentar la amplitud de la señal registrada. La selección de la herramienta para este propósito estuvo basada simplemente en la necesidad de encontrar una placa plástica, material rígido y liviano, que tiene la longitud suficiente para amplificar en cierto grado el temblor producido, y que dicha longitud no sea lo bastante larga para que bien sea por limitación de masa o volumen, su manipulación interfiera con la manifestación del fenómeno y por consiguiente con la calidad del registro. De esta forma la placa plástica utilizada tiene como característica una longitud de 14,2cm por 4,2cm de ancho y 6mm de alto.

El desarrollo de la silla de medición tomó en consideración garantizar condiciones constantes de medición para cada persona. De esta forma, se adicionó un apoyabrazos desplazable y ajustable al lado derecho de la silla. También cuenta con un apoyo posterior que permita colocar el codo a tope con el mismo. Las características de la silla se muestran en la figura IV.6

Dadas las condiciones de medición, es necesario asociar la magnitud de los registros con la dirección de la aceleración a medir de acuerdo al método de medición correspondiente, lo cual permitiría vincular las mediciones propias a una dirección medida con movimientos particulares de la mano y brazo característico de algún tipo de temblor. Estas correspondencias se muestran en las figuras IV.7 y IV.8.

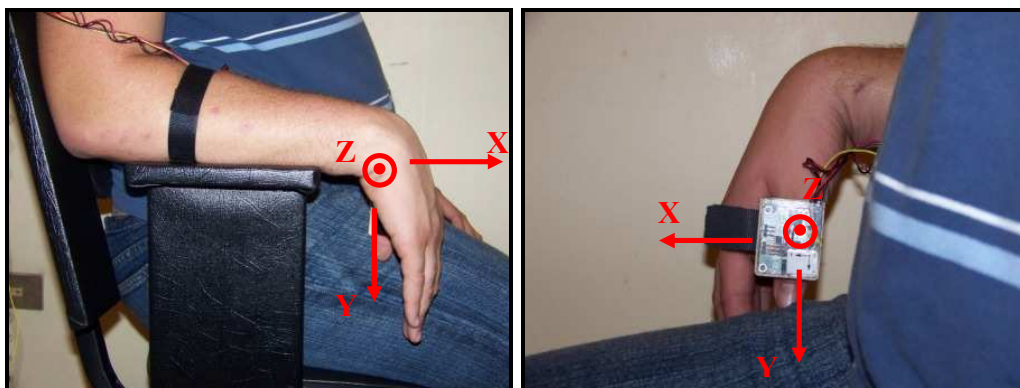
**Tabla IV.2. Tabla de registro de datos de los pacientes evaluados.**

| <b>Código</b>     | <b>Edad<br/>(años)</b> | <b>Sexo</b> | <b>Peso<br/>(Kg.)</b> | <b>Frecuencia<br/>Cardíaca<br/>(pulsaciones/min.)</b> | <b>Frecuencia<br/>Respiratoria<br/>(Respiraciones/min.)</b> | <b>Medicación<br/>Recibida</b>     | <b>Enfermedad<br/>Base **</b> |
|-------------------|------------------------|-------------|-----------------------|-------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------|
| <i>AAEZ110908</i> | 49                     | M           | 82                    | 76                                                    | 18                                                          | Lipitor                            | Ninguna                       |
| <i>CEVG150908</i> | 21                     | F           | 52                    | 72                                                    | 12                                                          | Ninguna                            | Tremor<br>Esencial            |
| <i>EJMP110908</i> | 23                     | F           | 48                    | 88                                                    | 19                                                          | Ninguna                            | Ninguna                       |
| <i>IAEC110908</i> | 84                     | M           | 65                    | 61                                                    | 26                                                          | Olmotec Plus<br>(Antihipertensivo) | Tremor<br>Esencial            |
| <i>IAPD300908</i> | 22                     | M           | 125                   | 84                                                    | 12                                                          | Ninguna                            | Ninguna                       |
| <i>JGRT110908</i> | 16                     | M           | 70                    | 78                                                    | 19                                                          | Ninguna                            | Ninguna                       |
| <i>MCAM110908</i> | 51                     | F           | 56                    | 80                                                    | 20                                                          | Ninguna                            | Ninguna                       |
| <i>NZED110908</i> | 72                     | F           | 65                    | 66                                                    | 20                                                          | Ninguna                            | Ninguna                       |
| <i>PMAD100908</i> | 86                     | F           | 38                    | 80                                                    | 22                                                          | Sinemet                            | Parkinson                     |
| <i>VCRP110908</i> | 14                     | F           | 50                    | 96                                                    | 20                                                          | Ninguna                            | Ninguna                       |
| <i>FMTP300908</i> | 81                     | F           | 49                    | 60                                                    | 22                                                          | Propanolol<br>(Antihipertensivo)   | Parkinson                     |

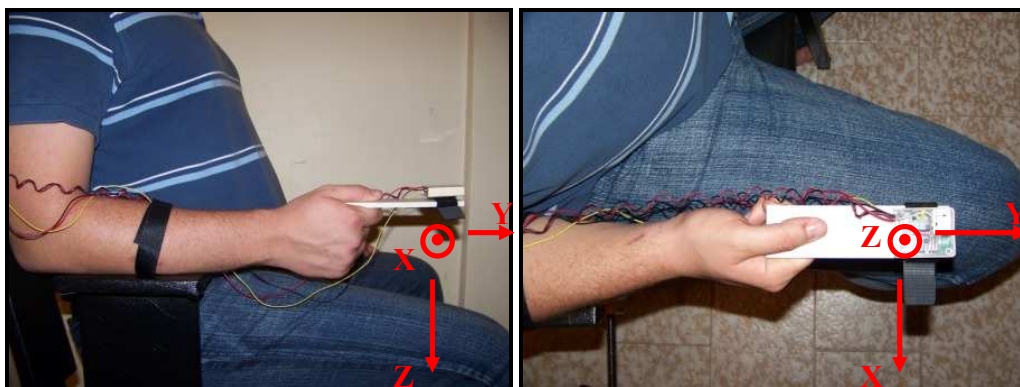
*\*\* La definición de las enfermedades base, se llevó a cabo con información documentada producto de evaluaciones medicas.*



**Figura IV.6.** Ilustraciones de la silla de medición empleada



**Figura IV.7 (a)** Ilustración lateral derecha. **Figura IV.7 (b)** Ilustración lateral izquierda.  
Figuras IV.7 (a) y (b) Relación de los ejes coordenados de registro con posibles movimientos del temblor, correspondientes para el primer y segundo método de medición.



**Figura IV.8 (a)** Ilustración lateral derecha. **Figura IV.9 (b)** Ilustración superior.  
Figuras IV.8 (a) y (b) Relación de los ejes coordenados de registro con posibles movimientos del temblor, correspondientes para el tercer y cuarto método de medición.

La relación entre los ejes de registro con los movimientos relativos del tremor son las mismas para el primer y segundo modo de medición, ocurriendo de igual forma para el tercer y cuarto método. Las ilustraciones de las posiciones específicas de los modelos de medición se encuentran en los anexos, conjunto a la descripción gráfica de la silla empleada para la medición.

Se llevaron a cabo ensayos sobre una población de 11 personas aplicando los cuatro métodos especificados en el protocolo de registro, de esta forma se desarrolló una codificación correspondiente a la evaluación de cada paciente en cada método, el cual consiste en las iniciales de su nombre completo, seguido la fecha de medición y por último las siglas de codificación del método de medición, las cuales se muestran en la tabla IV.3.

**Tabla IV.3. Clasificación y codificación de los modelos de medición.**

| <b>Método</b> | <b>Código</b> | <b>Significado</b>  |
|---------------|---------------|---------------------|
| 1er Método    | PP            | Pulgar Pasivo       |
| 2do Método    | PA            | Pulgar Activo       |
| 3er Método    | ECA           | Extensión Con Apoyo |
| 4to Método    | ESA           | Extensión Sin Apoyo |

Para cada registro de 2 minutos se establece una frecuencia máxima de 240 muestras por segundo para los 3 canales de registro de aceleración, lo cual implica una correspondencia de 80 muestras por segundo para cada canal, por lo que se dispone de una cantidad total de puntos de medición de:

$$PuntosTotales = 2 \text{ min} \cdot \frac{60s}{1 \text{ min}} \cdot 80 \frac{ptos}{s} = 9.600ptos$$

Se disponen de 9.600 puntos por cada canal de medición, de los cuales son usados 8.192 puntos máximos para realizar una DFT o Transformada Discreta de Fourier, los cuales representan 102,4s de medición de acuerdo a los factores presentes en la expresión planteada anteriormente.

Se realiza una DFT a 8.192 puntos con el objetivo de obtener la mejor transformada que el programa computacional puede ofrecer, sin ventana de

visualización (Transformada cruda), y sin promediar los valores de entrada de registro en el tiempo.

Una vez obtenido el espectro de frecuencias bajo este procedimiento, se realizó una suavización del mismo mediante la aplicación de un promedio móvil de 10 términos, resultando en una interpretación más sencilla del espectro. La justificación de este promedio se debe a que el espectro obtenido no es más que una muy buena aproximación al espectro real, por lo que un grupo de frecuencias adyacentes se encuentran muy correlacionadas entre sí (SAS Institute Inc.).

Los datos obtenidos del espectro de frecuencia fueron exportados a Microsoft Excel para el análisis de significación estadística de los picos de frecuencia, donde se identificaron las frecuencias de los 5 primeros picos fundamentales.

#### IV.2.4. Verificación de operación del dispositivo.

Se realizó una prueba de operación del sistema bajo las condiciones de registro del temblor humano. Se dispuso del sensor sobre una superficie plana donde se llevó a cabo el registro de su comportamiento durante 2 minutos a 80 muestras por segundo bajo la acción de ningún estímulo.

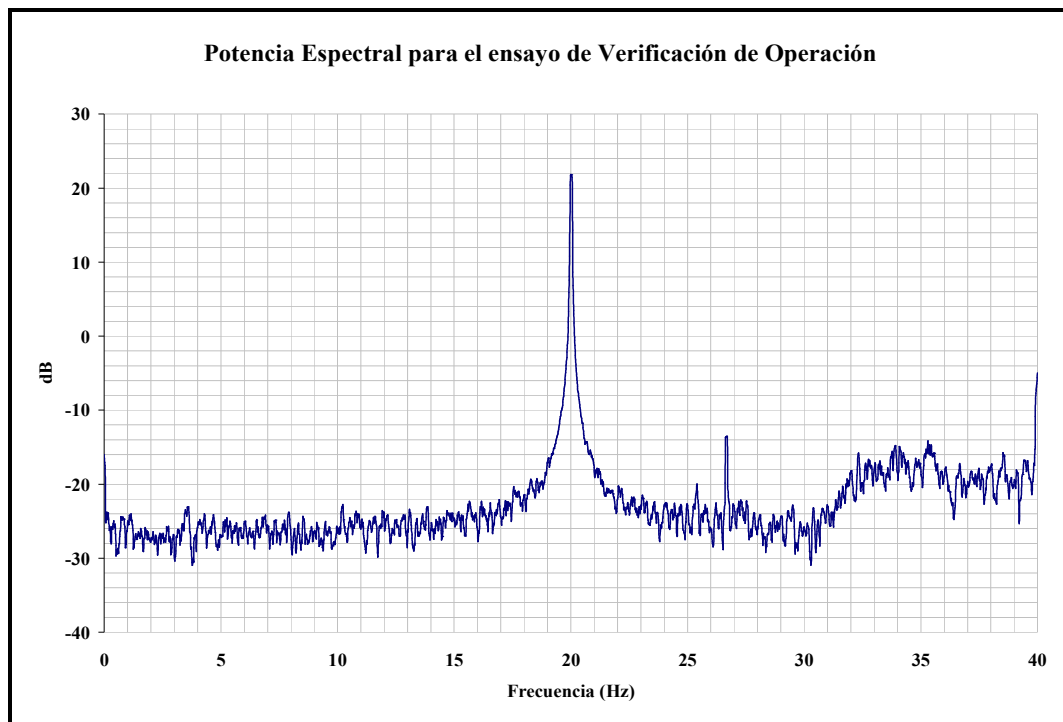
Este registro de prueba fue sometido a los mismos análisis a los cuales son sometidos los registros de temblor, con el objeto de observar y detectar la existencia de algún ruido de fondo en la operación del dispositivo.

Al realizar análisis a los tres canales de la información recopilada en el registro de prueba, se pudo observar la presencia de ruido significativo a las frecuencias de 20Hz, 26Hz y el rango comprendido entre 30 y 40Hz.

Los rangos de frecuencia a los cuales se observan estos ruidos, se encuentran fuera del rango dentro del cual se presenta el temblor humano tanto en condiciones fisiológicas como patológicas, por lo que se asume que no interferirán en la calidad

de los resultados, más sin embargo se tomarán en cuenta para evitar cualquier posible interferencia en los espectros.

Se presenta a continuación el espectro de frecuencias de la verificación de operación del dispositivo.



**Figura IV.9.** Gráfica de la potencia espectral (DFT) para el ensayo de verificación de operación del dispositivo.

De la figura IV.9 se puede observar en la frecuencia cero la existencia de una manifestación en la respuesta espectral que se define como el ruido 1 sobre  $f$  ( $1/f$ ), el cual va decreciendo hasta convertirse en ruido blanco. La naturaleza del ruido 1 sobre  $f$  es un misterio y probablemente puede ser medido en todos los sistemas. A pesar de su constante aparición, la causa de este ruido no ha podido ser identificada. Para la mayoría de los sistemas físicos, la transición entre el ruido 1 sobre  $f$  hacia el ruido blanco o de fondo ocurre entre 1 y 100Hz (Smith, 1997)



# CAPÍTULO V

## RESULTADOS

---

*En este capítulo se muestran los resultados obtenidos a partir del desarrollo de la metodología de la investigación, describiendo los valores numéricos asociados a la caracterización del tremor humano, datos de valiosa importancia que permitirán bajo su posterior análisis la diferenciación de los diferentes tipos de tremor.*

### **V.1. ESTUDIO DE PARAMETROS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO.**

Consecuente a las mediciones practicadas a cada paciente en particular, se manifiestan un conjunto de variables estadísticas producto de la evaluación del fenómeno bajo el dominio del tiempo, entre las cuales figuran variables como, la media, la desviación estándar, el valor mínimo, el valor máximo, la mediana, el valor RMS, la sumatoria de todos los puntos evaluados en el período, la diferencia (Máximo-Mínimo) aparente amplitud máxima, y como última variable el área, dichas variables están expresadas en Voltios (V).

La ausencia de la representación en tablas y gráficas de la media aritmética de cada uno de los registros, se debe a que no aporta información relevante para el objeto de la investigación, debido a que los valores obtenidos no muestran diferencias considerables para las personas evaluadas, lo cual es producto de la naturaleza oscilatoria del tremor, a su vez se consiguió que el valor RMS es igual a la media aritmética debido a que los valores registrados en la evaluación del dominio del tiempo son positivos. De esta forma, de acuerdo al objeto de la investigación desarrollada, se enfoca netamente en las variables que designen información relevante

para cumplir con los objetivos, para obtener información sobre el comportamiento de las variables obviadas puede referirse a los anexos.

Se muestran las tablas (V.1 a V.4) y las figuras (V.1 a V.8) con los valores resultados de las mediciones realizadas evaluados en el Dominio del Tiempo.

**Tabla V.1. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Pulgar Pasivo (PP).**

| PP                | DESVIACIÓN ESTÁNDAR (V) |           |           | DIFERENCIA [MAX - MIN] (V) |           |           |
|-------------------|-------------------------|-----------|-----------|----------------------------|-----------|-----------|
|                   | X                       | Y         | Z         | X                          | Y         | Z         |
| <i>AAEZ110908</i> | 1,399E-02               | 1,394E-02 | 1,136E-02 | 5,620E-02                  | 4,760E-02 | 5,010E-02 |
| <i>CEVG150908</i> | 5,045E-03               | 1,639E-03 | 3,296E-03 | 6,470E-02                  | 2,320E-02 | 5,370E-02 |
| <i>EJMP110908</i> | 1,658E-02               | 1,651E-02 | 1,833E-02 | 6,100E-02                  | 5,370E-02 | 6,720E-02 |
| <i>IAEC110908</i> | 2,346E-02               | 8,004E-02 | 2,620E-02 | 2,686E-01                  | 6,286E-01 | 2,197E-01 |
| <i>IAPD300908</i> | 4,772E-03               | 5,006E-03 | 6,029E-03 | 4,270E-02                  | 3,170E-02 | 4,520E-02 |
| <i>JGRT110908</i> | 1,034E-02               | 1,183E-02 | 1,967E-02 | 3,910E-02                  | 4,400E-02 | 7,080E-02 |
| <i>MCAC110908</i> | 1,138E-02               | 1,861E-02 | 1,345E-02 | 4,390E-02                  | 6,220E-02 | 5,740E-02 |
| <i>NZED110908</i> | 1,461E-02               | 1,623E-02 | 1,463E-02 | 7,080E-02                  | 8,430E-02 | 7,450E-02 |
| <i>PMAD100908</i> | 5,804E-02               | 8,083E-02 | 5,215E-02 | 3,113E-01                  | 3,247E-01 | 3,125E-01 |
| <i>VCRP110908</i> | 1,033E-02               | 1,510E-02 | 9,153E-03 | 6,720E-02                  | 7,930E-02 | 6,720E-02 |
| <i>FMTP300908</i> | 6,176E-03               | 2,920E-03 | 6,143E-03 | 1,722E-01                  | 5,000E-02 | 1,050E-01 |

**Tabla V.2. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Pulgar Activo (PA).**

| PA                | DESVIACIÓN ESTÁNDAR (V) |           |           | DIFERENCIA [MAX - MIN] (V) |           |           |
|-------------------|-------------------------|-----------|-----------|----------------------------|-----------|-----------|
|                   | X                       | Y         | Z         | X                          | Y         | Z         |
| <i>AAEZ110908</i> | 1,033E-02               | 1,229E-02 | 1,029E-02 | 5,980E-02                  | 5,000E-02 | 5,610E-02 |
| <i>CEVG150908</i> | 3,937E-03               | 2,886E-03 | 7,078E-03 | 3,300E-02                  | 1,960E-02 | 3,660E-02 |
| <i>EJMP110908</i> | 1,522E-02               | 1,415E-02 | 1,831E-02 | 6,960E-02                  | 6,590E-02 | 9,160E-02 |
| <i>IAEC110908</i> | 1,306E-02               | 9,611E-03 | 1,018E-02 | 2,075E-01                  | 1,574E-01 | 8,300E-02 |
| <i>IAPD300908</i> | 1,005E-02               | 6,842E-03 | 1,050E-02 | 1,049E-01                  | 7,320E-02 | 1,013E-01 |
| <i>JGRT110908</i> | 1,440E-02               | 1,303E-02 | 1,933E-02 | 8,910E-02                  | 8,180E-02 | 1,038E-01 |
| <i>MCAC110908</i> | 1,200E-02               | 1,688E-02 | 1,470E-02 | 5,620E-02                  | 6,720E-02 | 7,210E-02 |
| <i>NZED110908</i> | 1,760E-02               | 1,609E-02 | 1,490E-02 | 1,037E-01                  | 8,540E-02 | 8,910E-02 |
| <i>PMAD100908</i> | 1,509E-02               | 1,271E-02 | 8,958E-03 | 9,280E-02                  | 7,690E-02 | 3,050E-02 |
| <i>VCRP110908</i> | 1,610E-02               | 1,369E-02 | 1,120E-02 | 8,910E-02                  | 6,830E-02 | 5,370E-02 |
| <i>FMTP300908</i> | 2,291E-02               | 2,994E-02 | 1,832E-02 | 2,259E-01                  | 2,014E-01 | 1,392E-01 |

**Tabla V.3. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Extensión con Apoyo (ECA).**

| ECA               | DESVIACIÓN ESTÁNDAR (V) |           |           | DIFERENCIA [MAX - MIN] (V) |           |           |
|-------------------|-------------------------|-----------|-----------|----------------------------|-----------|-----------|
|                   | X                       | Y         | Z         | X                          | Y         | Z         |
| <i>AAEZ110908</i> | 1,370E-02               | 1,304E-02 | 1,057E-02 | 6,960E-02                  | 4,760E-02 | 1,050E-01 |
| <i>CEVG150908</i> | 1,360E-02               | 1,043E-02 | 4,618E-03 | 1,245E-01                  | 4,880E-02 | 8,430E-02 |
| <i>EJMP110908</i> | 1,163E-02               | 1,525E-02 | 1,375E-02 | 7,810E-02                  | 6,710E-02 | 8,420E-02 |
| <i>IAEC110908</i> | 9,496E-03               | 8,136E-03 | 1,242E-03 | 6,840E-02                  | 4,760E-02 | 9,030E-02 |
| <i>IAPD300908</i> | 1,084E-02               | 4,586E-03 | 1,222E-02 | 1,013E-01                  | 4,150E-02 | 1,538E-01 |
| <i>JGRT110908</i> | 1,328E-02               | 1,297E-02 | 1,530E-02 | 1,392E-01                  | 7,930E-02 | 1,319E-01 |
| <i>MCAC110908</i> | 1,136E-02               | 1,452E-02 | 1,141E-02 | 6,230E-02                  | 5,120E-02 | 5,370E-02 |
| <i>NZED110908</i> | 9,695E-03               | 8,365E-03 | 1,082E-02 | 9,890E-02                  | 3,910E-02 | 6,590E-02 |
| <i>PMAD100908</i> | 3,780E-02               | 1,728E-02 | 2,342E-02 | 2,100E-01                  | 9,890E-02 | 2,075E-01 |
| <i>VCRP110908</i> | 1,169E-02               | 1,115E-02 | 6,949E-03 | 6,230E-02                  | 4,770E-02 | 5,250E-02 |
| <i>FMTP300908</i> | 7,157E-02               | 1,580E-02 | 1,512E-02 | 4,065E-01                  | 7,930E-02 | 1,392E-01 |

**Tabla V.4. Resultados de las Variables en el Dominio del Tiempo en el Registro de Extensión sin Apoyo (ESA).**

| ESA               | DESVIACIÓN ESTÁNDAR (V) |           |           | DIFERENCIA [MAX - MIN] (V) |           |           |
|-------------------|-------------------------|-----------|-----------|----------------------------|-----------|-----------|
|                   | X                       | Y         | Z         | X                          | Y         | Z         |
| <i>AAEZ110908</i> | 1,170E-02               | 1,663E-02 | 9,499E-03 | 7,080E-02                  | 7,330E-02 | 6,720E-02 |
| <i>CEVG150908</i> | 9,505E-03               | 1,068E-02 | 5,960E-03 | 5,860E-02                  | 5,130E-02 | 5,240E-02 |
| <i>EJMP110908</i> | 1,356E-02               | 1,355E-02 | 1,419E-02 | 9,880E-02                  | 6,720E-02 | 1,135E-01 |
| <i>IAEC110908</i> | 1,300E-02               | 8,261E-03 | 1,388E-02 | 1,038E-01                  | 5,740E-02 | 1,025E-01 |
| <i>IAPD300908</i> | 2,024E-02               | 9,497E-03 | 1,647E-02 | 1,917E-01                  | 6,100E-02 | 1,575E-01 |
| <i>JGRT110908</i> | 1,457E-02               | 1,175E-02 | 1,647E-02 | 1,441E-01                  | 7,810E-02 | 1,904E-01 |
| <i>MCAC110908</i> | 1,125E-02               | 1,532E-02 | 1,090E-02 | 5,990E-02                  | 6,710E-02 | 5,860E-02 |
| <i>NZED110908</i> | 1,303E-02               | 1,378E-02 | 1,393E-02 | 1,269E-01                  | 7,690E-02 | 1,001E-01 |
| <i>PMAD100908</i> | 1,767E-02               | 1,860E-02 | 1,506E-02 | 1,257E-01                  | 9,400E-02 | 1,319E-01 |
| <i>VCRP110908</i> | 1,033E-02               | 1,510E-02 | 9,153E-03 | 6,720E-02                  | 7,930E-02 | 6,720E-02 |
| <i>FMTP300908</i> | 6,365E-02               | 3,435E-02 | 3,138E-02 | 5,688E-01                  | 6,556E-01 | 4,505E-01 |

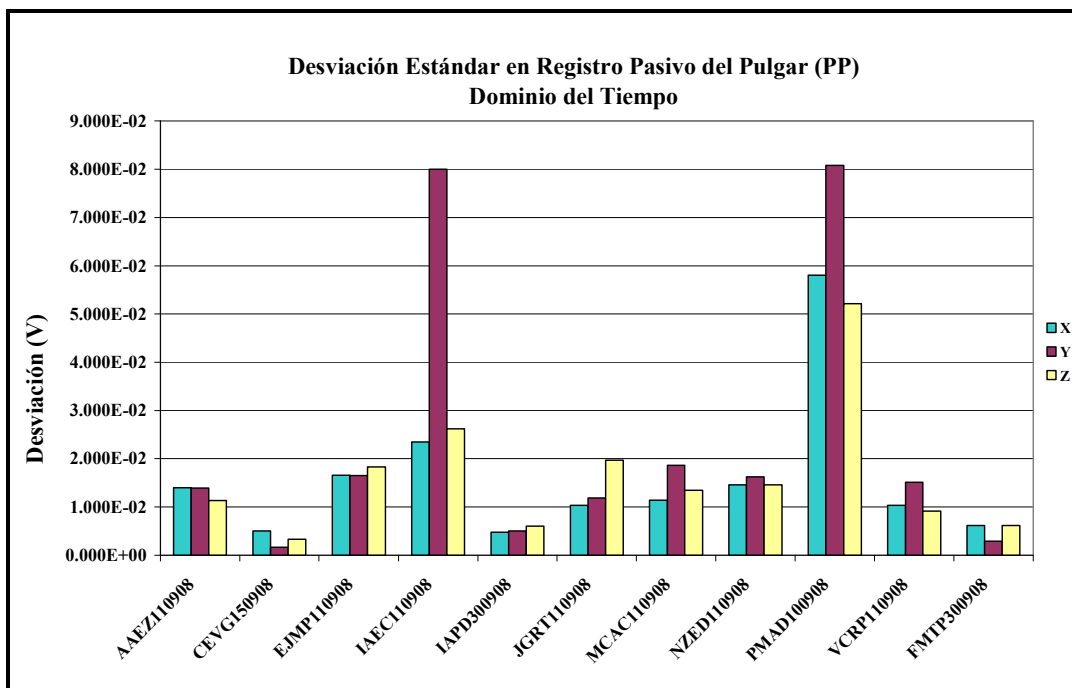


Figura V.1. Desviación Estándar en registro de Pulgar Pasivo en el dominio de tiempo.

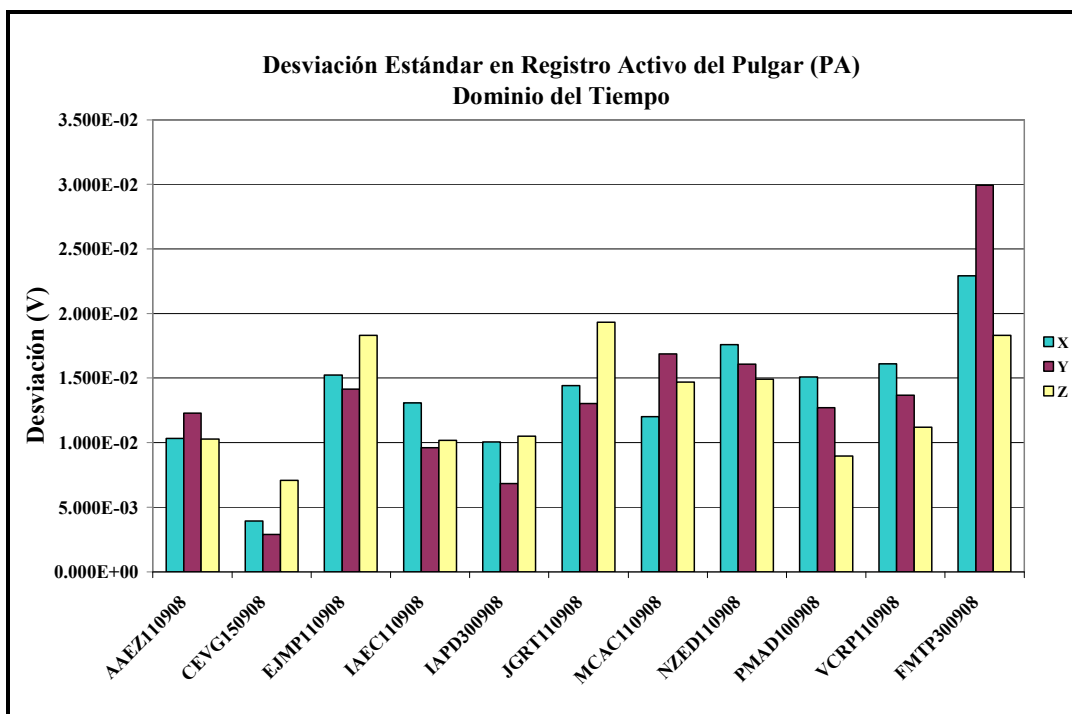


Figura V.2. Desviación Estándar en registro de Pulgar Activo en el dominio de tiempo.

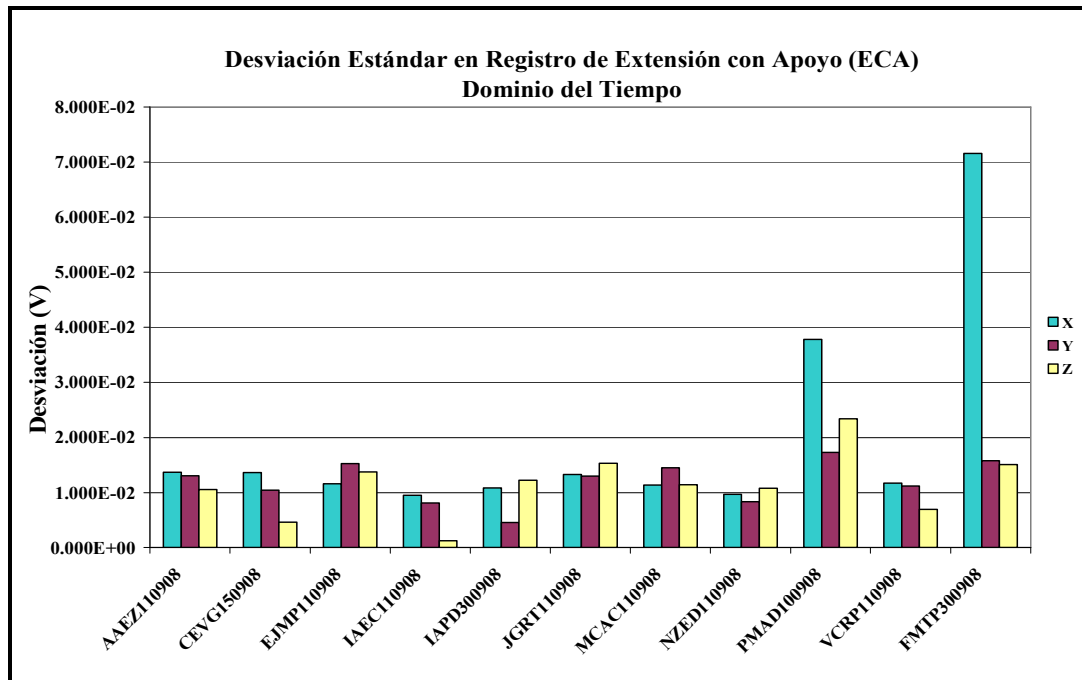


Figura V.3. Desviación Estándar en registro de Extensión con Apoyo en el dominio de tiempo.

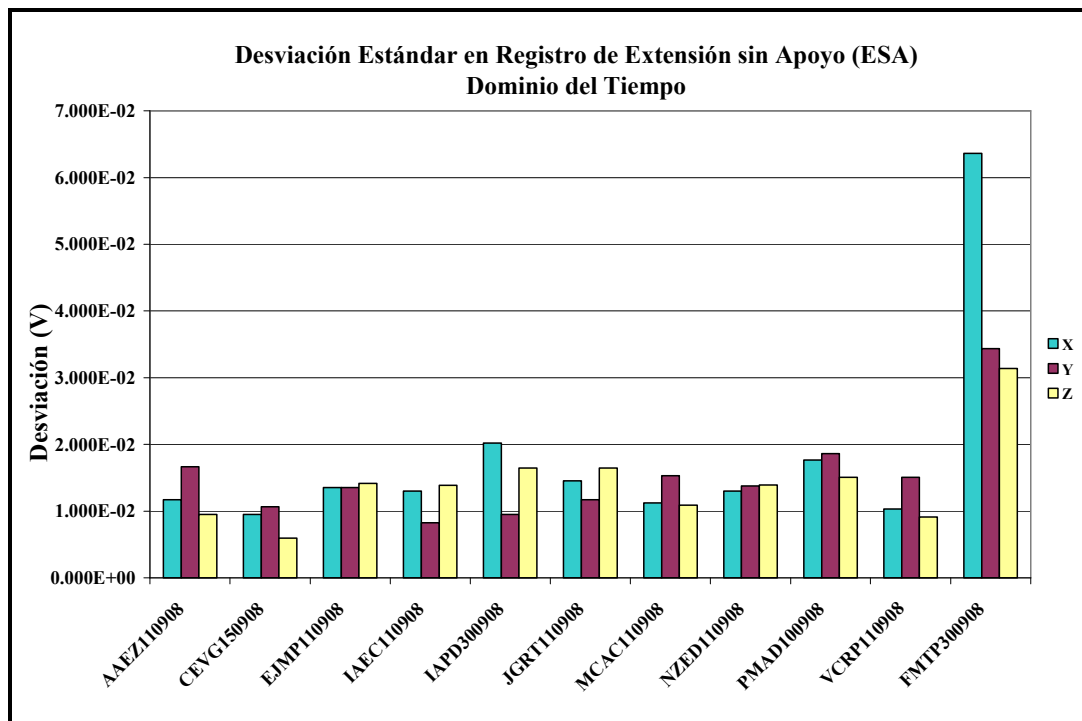


Figura V.4. Desviación Estándar en registro de Extensión sin Apoyo en el dominio de tiempo.

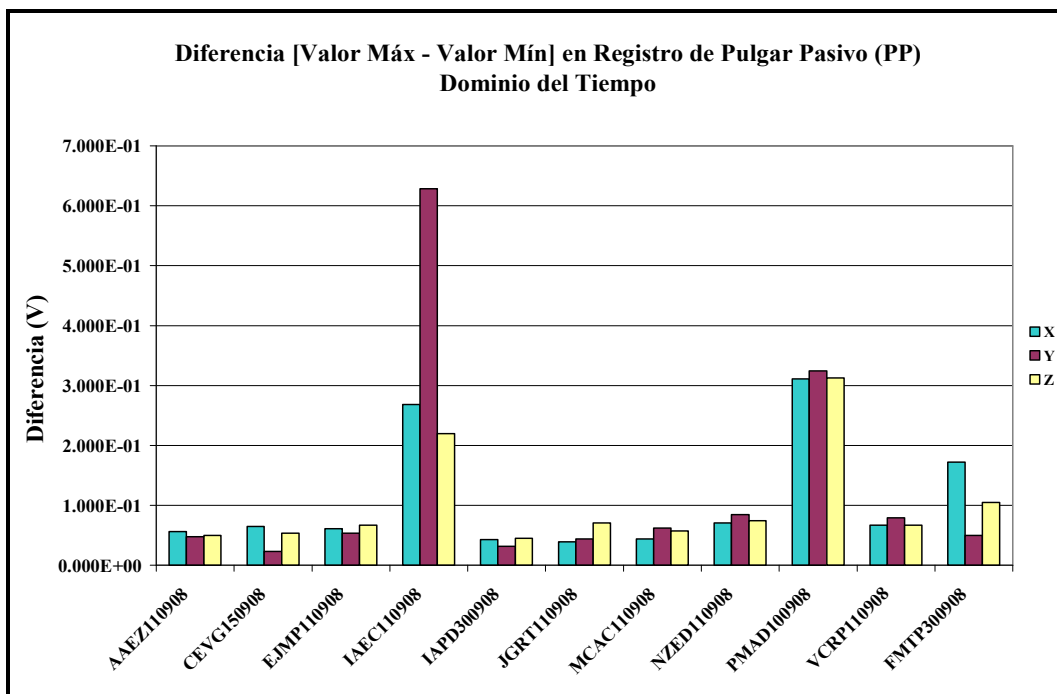


Figura V.5. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Pulgar Pasivo en el dominio de tiempo.

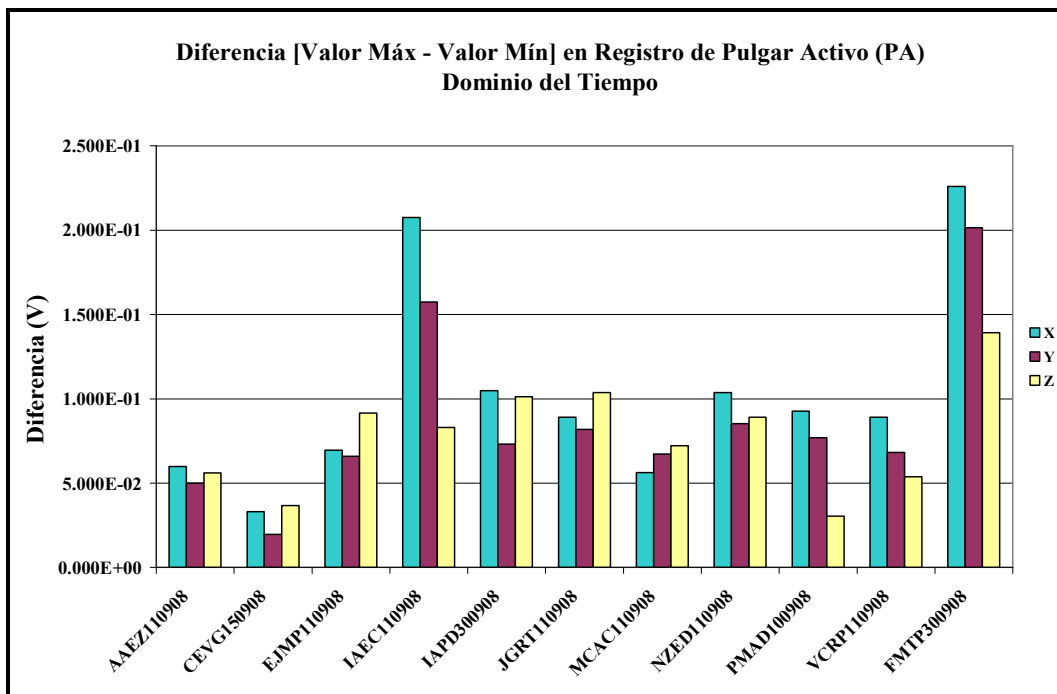


Figura V.6. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Pulgar Activo en el dominio de tiempo.

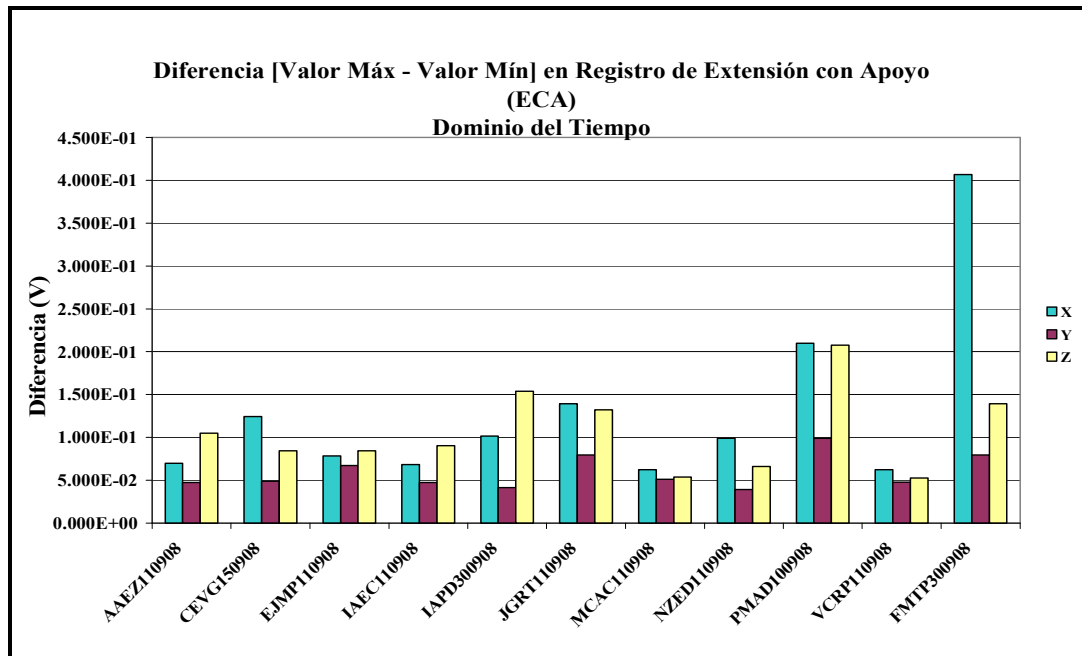


Figura V.7. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Extensión con Apoyo en el dominio de tiempo.

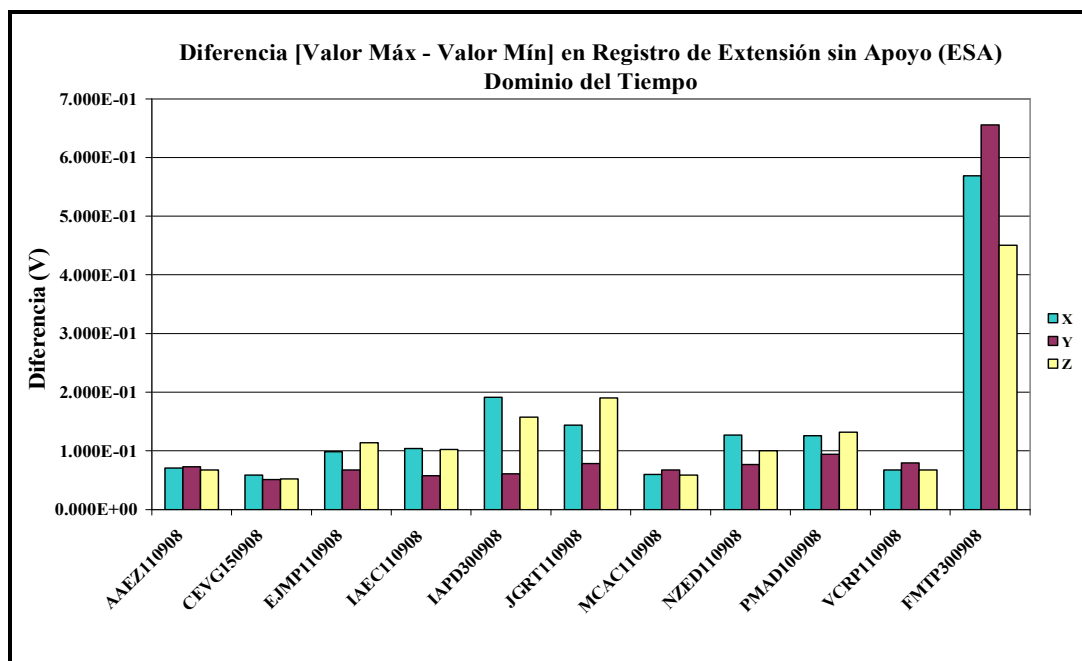


Figura V.8. Diferencia (Máximo-Mínimo) en registro de Extensión sin Apoyo en el dominio de tiempo

## V.2.CARACTERÍSTICAS DE LOS PICOS ESPECTRALES.

De las mediciones realizadas se obtienen los espectros de frecuencia para cada eje de medición en cada método ensayado. De esta forma se permite el análisis de significación estadística y de identificación de picos de frecuencia.

Se presenta una serie de tablas con resultados de los picos característicos de cada persona para cada ensayo realizado.

**Tabla V.5.** Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el primer método de medición (PP).

| PP                | X          |              | Y          |              | Z          |              |
|-------------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
|                   | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| <i>AAEZ110908</i> | 6,924      | 2,549E-04    | 6,924      | 1,024E-04    | 4,570      | 3,198E-04    |
|                   | 7,051      | 2,120E-04    | 7,773      | 9,623E-05    | 4,476      | 1,548E-04    |
|                   | 6,777      | 1,893E-04    | 8,066      | 9,472E-05    | 6,924      | 1,528E-04    |
|                   | 7,266      | 1,758E-04    | 9,941      | 9,368E-05    | 4,697      | 1,507E-04    |
|                   | 7,314      | 1,579E-04    | 8,037      | 9,211E-05    | 4,355      | 1,193E-04    |
| <i>EJMP110908</i> | 11,074     | 1,153E-04    | 11,045     | 8,273E-05    | 11,045     | 1,390E-04    |
|                   | 11,006     | 1,142E-04    | 11,367     | 7,887E-05    | 8,291      | 1,373E-04    |
|                   | 10,859     | 1,121E-04    | 11,338     | 7,394E-05    | 8,271      | 1,360E-04    |
|                   | 10,898     | 1,113E-04    | 11,738     | 6,990E-05    | 8,242      | 1,350E-04    |
|                   | 10,928     | 1,079E-04    | 10,508     | 6,770E-05    | 8,105      | 1,320E-04    |
| <i>CEVG150908</i> | 6,650      | 2,048E-04    | 6,660      | 1,104E-04    | 4,003      | 1,810E-04    |
|                   | 6,621      | 2,028E-04    | 6,631      | 1,079E-04    | 3,691      | 1,711E-04    |
|                   | 6,514      | 1,937E-04    | 6,748      | 1,021E-04    | 3,994      | 1,698E-04    |
|                   | 7,637      | 1,928E-04    | 9,404      | 9,930E-05    | 6,748      | 1,656E-04    |
|                   | 6,084      | 1,921E-04    | 7,637      | 9,910E-05    | 6,670      | 1,613E-04    |
| <i>IAEC110908</i> | 5,693      | 1,770E-03    | 5,693      | 6,048E-04    | 5,693      | 2,128E-03    |
|                   | 5,771      | 1,444E-03    | 5,771      | 4,983E-04    | 5,850      | 1,450E-03    |
|                   | 5,811      | 1,341E-03    | 5,840      | 4,777E-04    | 5,576      | 1,257E-03    |
|                   | 5,850      | 1,303E-03    | 5,381      | 3,931E-04    | 5,322      | 1,215E-03    |
|                   | 5,576      | 1,195E-03    | 5,410      | 3,696E-04    | 5,381      | 1,156E-03    |
| <i>IAPD300908</i> | 8,643      | 3,691E-04    | 8,311      | 2,325E-04    | 3,301      | 3,109E-04    |
|                   | 8,574      | 3,288E-04    | 8,350      | 2,078E-04    | 8,643      | 2,922E-04    |
|                   | 8,721      | 3,284E-04    | 8,643      | 2,032E-04    | 3,340      | 2,907E-04    |
|                   | 8,291      | 2,913E-04    | 8,418      | 1,860E-04    | 8,311      | 2,773E-04    |
|                   | 8,311      | 2,887E-04    | 8,721      | 1,845E-04    | 3,271      | 2,751E-04    |

Continuación Tabla V.5.

| PP                | X          |              | Y                  |              | Z          |              |
|-------------------|------------|--------------|--------------------|--------------|------------|--------------|
|                   | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz)         | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| <i>JGRT110908</i> | 6,221      | 1,687E-04    | 9,307              | 1,630E-04    | 4,990      | 1,654E-04    |
|                   | 6,250      | 1,687E-04    | 8,945              | 1,496E-04    | 5,020      | 1,623E-04    |
|                   | 5,283      | 1,357E-04    | 8,975              | 1,462E-04    | 6,260      | 1,466E-04    |
|                   | 5,156      | 1,350E-04    | 8,896              | 1,451E-04    | 5,156      | 1,445E-04    |
|                   | 5,234      | 1,330E-04    | 10,342             | 1,428E-04    | 6,221      | 1,427E-04    |
| <i>MCAC110908</i> | 7,227      | 1,718E-04    | 7,558              | 1,444E-04    | 7,558      | 2,175E-04    |
|                   | 7,197      | 1,612E-04    | 7,227              | 9,550E-05    | 7,236      | 1,592E-04    |
|                   | 7,578      | 1,430E-04    | 9,102              | 9,500E-05    | 7,197      | 1,528E-04    |
|                   | 7,598      | 1,421E-04    | 7,197              | 9,290E-05    | 7,314      | 1,471E-04    |
|                   | 7,314      | 1,404E-04    | 7,314              | 9,140E-05    | 7,363      | 1,366E-04    |
| <i>NZED110908</i> | 7,129      | 1,437E-04    | 4,824              | 1,345E-04    | 4,766      | 3,323E-04    |
|                   | 7,275      | 1,021E-04    | 4,766              | 1,280E-04    | 4,824      | 3,266E-04    |
|                   | 6,963      | 9,960E-05    | 4,893              | 1,214E-04    | 4,893      | 2,889E-04    |
|                   | 7,002      | 9,790E-05    | 3,535              | 6,950E-05    | 4,941      | 2,035E-04    |
|                   | 7,490      | 9,760E-05    | 7,383              | 6,720E-05    | 5,020      | 1,130E-04    |
| <i>PMAD100908</i> | 6,658      | 4,241E-04    | 6,648              | 4,563E-04    | 5,351      | 3,880E-04    |
|                   | 6,638      | 4,233E-04    | 6,586              | 4,184E-04    | 5,331      | 3,864E-04    |
|                   | 6,596      | 3,817E-04    | 6,300              | 3,805E-04    | 5,289      | 3,756E-04    |
|                   | 6,545      | 3,182E-04    | 6,524              | 3,729E-04    | 5,104      | 3,293E-04    |
|                   | 6,710      | 3,161E-04    | 6,463              | 3,577E-04    | 5,156      | 3,200E-04    |
| <i>VCRP110908</i> | 11,777     | 2,680E-04    | 9,609              | 1,219E-04    | 5,439      | 2,117E-04    |
|                   | 11,729     | 2,577E-04    | 9,580              | 1,211E-04    | 7,646      | 2,081E-04    |
|                   | 12,480     | 2,648E-04    | 8,555              | 1,196E-04    | 7,969      | 2,029E-04    |
|                   | 7,686      | 2,040E-04    | 8,428              | 1,176E-04    | 7,539      | 2,027E-04    |
|                   | 7,646      | 1,958E-04    | 8,623              | 1,175E-04    | 7,617      | 1,993E-04    |
| <i>FMTP300908</i> | 4,229      | 5,894E-04    | 4,248              | 1,588E-04    | 4,248      | 3,745E-04    |
|                   | 4,287      | 5,817E-04    | 4,697              | 1,097E-04    | 4,355      | 2,919E-04    |
|                   | 4,697      | 3,674E-04    | 4,434              | 1,067E-04    | 4,434      | 2,717E-04    |
|                   | 4,355      | 3,550E-04    | 4,736              | 1,058E-04    | 4,688      | 2,640E-04    |
|                   | 4,453      | 3,487E-04    | 8,525              | 9,964E-05    | 4,404      | 2,545E-04    |
|                   |            |              | Armónico: 8,525 Hz |              |            |              |

Nota: la notación **Frec.** presente en el encabezado de la tabla se refiere a la frecuencia específica.

**Tabla V.6.** Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el segundo método de medición (PA)

| PA                | X          |              | Y          |              | Z          |              |
|-------------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
|                   | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| <i>AAEZ110908</i> | 5,850      | 1,907E-04    | 4,385      | 2,523E-04    | 4,385      | 3,046E-04    |
|                   | 5,918      | 1,727E-04    | 4,551      | 2,139E-04    | 4,561      | 2,609E-04    |
|                   | 5,723      | 1,691E-04    | 7,637      | 2,005E-04    | 4,570      | 2,499E-04    |
|                   | 6,064      | 1,626E-04    | 6,563      | 1,940E-04    | 4,521      | 2,328E-04    |
|                   | 6,563      | 1,607E-04    | 4,512      | 1,907E-04    | 4,658      | 2,251E-04    |
| <i>EJMP110908</i> | 10,400     | 3,016E-04    | 2,598      | 2,612E-04    | 6,572      | 2,272E-04    |
|                   | 10,352     | 2,541E-04    | 2,471      | 2,600E-04    | 1,709      | 1,976E-04    |
|                   | 2,627      | 2,326E-04    | 2,637      | 2,531E-04    | 7,871      | 1,968E-04    |
|                   | 2,598      | 2,293E-04    | 2,705      | 2,262E-04    | 6,934      | 1,966E-04    |
|                   | 9,092      | 2,271E-04    | 2,549      | 2,259E-04    | 7,910      | 1,966E-04    |
| <i>CEVG150908</i> | 5,488      | 3,662E-04    | 3,340      | 3,382E-04    | 4,424      | 4,286E-04    |
|                   | 6,133      | 3,648E-04    | 2,559      | 3,357E-04    | 4,385      | 4,233E-04    |
|                   | 5,654      | 3,552E-04    | 5,000      | 3,310E-04    | 4,785      | 4,029E-04    |
|                   | 2,559      | 3,496E-04    | 2,480      | 3,270E-04    | 4,346      | 4,006E-04    |
|                   | 5,518      | 3,462E-04    | 5,039      | 3,262E-04    | 4,473      | 3,985E-04    |
| <i>IAEC110908</i> | 6,416      | 3,622E-04    | 4,863      | 3,224E-04    | 1,797      | 2,494E-04    |
|                   | 6,367      | 3,615E-04    | 5,576      | 2,571E-04    | 4,883      | 2,358E-04    |
|                   | 2,744      | 3,219E-04    | 5,557      | 2,569E-04    | 5,557      | 2,301E-04    |
|                   | 2,783      | 3,130E-04    | 6,357      | 2,445E-04    | 4,824      | 2,210E-04    |
|                   | 6,494      | 3,033E-04    | 6,406      | 2,209E-04    | 2,734      | 2,189E-04    |
| <i>IAPD300908</i> | 3,418      | 3,271E-04    | 3,418      | 3,627E-04    | 5,117      | 2,783E-04    |
|                   | 3,398      | 3,253E-04    | 3,398      | 3,615E-04    | 5,049      | 2,530E-04    |
|                   | 3,604      | 2,166E-04    | 5,107      | 2,932E-04    | 5,176      | 2,517E-04    |
|                   | 3,330      | 2,114E-04    | 5,059      | 2,735E-04    | 4,980      | 2,197E-04    |
|                   | 3,311      | 2,041E-04    | 3,330      | 2,689E-04    | 5,322      | 2,132E-04    |
| <i>JGRT110908</i> | 8,057      | 3,138E-04    | 7,354      | 2,451E-04    | 7,363      | 3,440E-04    |
|                   | 8,008      | 2,917E-04    | 7,588      | 2,420E-04    | 6,895      | 3,269E-04    |
|                   | 7,881      | 2,895E-04    | 7,383      | 2,418E-04    | 6,914      | 3,231E-04    |
|                   | 7,588      | 2,876E-04    | 6,943      | 2,346E-04    | 6,943      | 3,093E-04    |
|                   | 7,910      | 2,818E-04    | 7,432      | 2,342E-04    | 7,598      | 3,062E-04    |
| <i>MCAC110908</i> | 8,570      | 2,410E-04    | 8,294      | 2,257E-04    | 8,294      | 2,554E-04    |
|                   | 8,609      | 2,242E-04    | 8,254      | 2,238E-04    | 8,254      | 2,534E-04    |
|                   | 8,254      | 2,173E-04    | 8,580      | 2,196E-04    | 5,207      | 2,531E-04    |
|                   | 8,294      | 2,144E-04    | 7,968      | 2,186E-04    | 8,047      | 2,290E-04    |
|                   | 7,811      | 2,086E-04    | 7,811      | 2,121E-04    | 5,039      | 2,279E-04    |

Continuación Tabla V.6.

| PA                | X          |              | Y          |              | Z          |              |
|-------------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
|                   | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| <i>NZED110908</i> | 2,500      | 2,788E-04    | 2,500      | 3,141E-04    | 2,500      | 4,300E-04    |
|                   | 3,740      | 1,895E-04    | 3,740      | 1,743E-04    | 3,750      | 1,975E-04    |
|                   | 3,789      | 1,736E-04    | 6,328      | 1,727E-04    | 3,789      | 1,944E-04    |
|                   | 3,818      | 1,647E-04    | 6,279      | 1,647E-04    | 5,068      | 1,884E-04    |
|                   | 7,598      | 1,623E-04    | 3,818      | 1,623E-04    | 4,990      | 1,800E-04    |
| <i>PMAD100908</i> | 5,908      | 1,059E-03    | 6,904      | 7,049E-04    | 4,043      | 5,263E-04    |
|                   | 5,928      | 1,051E-03    | 6,797      | 6,507E-04    | 4,092      | 5,182E-04    |
|                   | 5,879      | 1,051E-03    | 6,836      | 6,401E-04    | 3,740      | 4,268E-04    |
|                   | 6,055      | 8,858E-04    | 6,786      | 6,028E-04    | 4,453      | 4,148E-04    |
|                   | 6,104      | 8,325E-04    | 6,045      | 5,737E-04    | 5,498      | 4,135E-04    |
| <i>VCRPI10908</i> | 5,605      | 2,835E-04    | 2,998      | 2,635E-04    | 7,236      | 4,070E-04    |
|                   | 7,188      | 2,828E-04    | 7,100      | 2,611E-04    | 8,291      | 3,485E-04    |
|                   | 7,246      | 2,776E-04    | 7,070      | 2,453E-04    | 7,100      | 3,386E-04    |
|                   | 5,156      | 2,658E-04    | 7,236      | 2,433E-04    | 8,369      | 3,365E-04    |
|                   | 5,127      | 2,586E-04    | 7,402      | 2,377E-04    | 8,350      | 3,342E-04    |
| <i>FMTP300908</i> | 4,648      | 2,578E-03    | 4,473      | 2,204E-03    | 4,639      | 1,960E-03    |
|                   | 4,609      | 2,513E-03    | 4,648      | 1,959E-03    | 4,678      | 1,778E-03    |
|                   | 4,844      | 2,410E-03    | 4,609      | 1,945E-03    | 4,482      | 1,731E-03    |
|                   | 4,355      | 2,407E-03    | 4,678      | 1,812E-03    | 4,766      | 1,662E-03    |
|                   | 4,414      | 2,399E-03    | 4,414      | 1,803E-03    | 4,414      | 1,652E-03    |

Nota: la notación **Frec.** presente en el encabezado de la tabla se refiere a la frecuencia específica.

**Tabla V.7.** Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el tercer método de medición (ECA).

| ECA               | X          |              | Y          |              | Z                                                        |              |
|-------------------|------------|--------------|------------|--------------|----------------------------------------------------------|--------------|
|                   | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz)                                               | Potencia (W) |
| <i>AAEZ110908</i> | 4,629      | 3,771E-04    | 6,826      | 7,019E-05    | 8,740                                                    | 3,420E-04    |
|                   | 6,992      | 3,609E-04    | 4,512      | 6,857E-05    | 9,268                                                    | 2,908E-04    |
|                   | 4,580      | 3,539E-04    | 6,629      | 6,574E-05    | 9,063                                                    | 2,641E-04    |
|                   | 6,826      | 3,400E-04    | 7,021      | 6,572E-05    | 8,818                                                    | 2,624E-04    |
|                   | 4,512      | 3,287E-04    | 4,648      | 6,571E-05    | 9,014                                                    | 2,521E-04    |
| <i>EJMP110908</i> | 10,332     | 4,387E-04    | 5,479      | 1,230E-04    | 5,479                                                    | 7,107E-04    |
|                   | 10,654     | 4,324E-04    | 5,537      | 1,172E-04    | 5,352                                                    | 7,181E-04    |
|                   | 10,518     | 4,202E-04    | 5,352      | 1,137E-04    | 5,596                                                    | 6,361E-04    |
|                   | 7,979      | 1,420E-04    | 4,844      | 1,067E-04    | 4,844                                                    | 5,433E-04    |
|                   | 7,832      | 3,739E-04    | 5,625      | 1,080E-04    | 4,912                                                    | 5,512E-04    |
| <i>CEVG150908</i> | 9,463      | 7,182E-04    | 9,463      | 2,690E-04    | 7,598                                                    | 1,220E-03    |
|                   | 9,541      | 6,078E-04    | 9,541      | 2,080E-04    | 9,512                                                    | 1,113E-03    |
|                   | 9,287      | 6,040E-04    | 9,297      | 1,973E-04    | 9,462                                                    | 1,107E-03    |
|                   | 4,121      | 5,797E-04    | 9,570      | 1,850E-04    | 9,395                                                    | 1,052E-03    |
|                   | 4,102      | 5,698E-04    | 9,248      | 1,790E-04    | 7,646                                                    | 1,018E-03    |
| <i>IAEC110908</i> | 4,961      | 3,585E-03    | 5,000      | 1,303E-03    | 5,010                                                    | 3,973E-03    |
|                   | 5,107      | 1,450E-03    | 4,863      | 6,292E-04    | 9,844                                                    | 2,179E-03    |
|                   | 5,068      | 1,329E-03    | 4,785      | 3,843E-04    | 9,912                                                    | 2,164E-03    |
|                   | 5,186      | 1,184E-03    | 5,225      | 3,828E-04    | 9,893                                                    | 2,154E-03    |
|                   | 5,244      | 1,125E-03    | 9,893      | 3,579E-04    | 4,863                                                    | 1,975E-03    |
|                   |            |              |            |              | Armónicos: 9,844; 9,912;<br>9,893 Hz; y visible en 15 Hz |              |
| <i>IAPD300908</i> | 8,164      | 3,683E-04    | 4,834      | 1,079E-04    | 8,682                                                    | 4,661E-04    |
|                   | 7,881      | 3,480E-04    | 4,883      | 1,019E-04    | 8,711                                                    | 4,589E-04    |
|                   | 3,301      | 3,393E-04    | 4,697      | 9,786E-05    | 8,154                                                    | 4,540E-04    |
|                   | 7,832      | 3,334E-04    | 4,629      | 9,761E-05    | 8,652                                                    | 4,520E-04    |
|                   | 7,969      | 3,251E-04    | 4,766      | 9,756E-05    | 7,988                                                    | 4,317E-04    |
| <i>JGRT110908</i> | 9,258      | 7,010E-04    | 7,441      | 1,553E-04    | 6,396                                                    | 6,003E-04    |
|                   | 9,893      | 6,657E-04    | 7,412      | 1,545E-04    | 6,416                                                    | 5,991E-04    |
|                   | 9,209      | 6,495E-04    | 7,461      | 1,525E-04    | 5,811                                                    | 5,553E-04    |
|                   | 7,236      | 6,216E-04    | 3,691      | 1,496E-04    | 6,645                                                    | 5,471E-04    |
|                   | 7,207      | 6,105E-04    | 7,324      | 1,432E-04    | 5,576                                                    | 5,465E-04    |
| <i>MCAC110908</i> | 8,018      | 2,913E-04    | 8,057      | 5,930E-05    | 8,027                                                    | 3,435E-04    |
|                   | 8,057      | 2,863E-04    | 6,963      | 5,920E-05    | 7,998                                                    | 3,250E-04    |
|                   | 8,369      | 2,703E-04    | 7,217      | 5,400E-05    | 6,963                                                    | 3,224E-04    |
|                   | 6,963      | 2,690E-04    | 7,168      | 5,360E-05    | 6,934                                                    | 3,187E-04    |
|                   | 4,414      | 2,609E-04    | 8,154      | 5,150E-05    | 6,670                                                    | 3,143E-04    |

Continuación Tabla V.7.

| ECA         | X          |              | Y          |              | Z          |              |
|-------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
|             | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| NZED110908  | 4,834      | 5,048E-04    | 7,227      | 9,180E-05    | 7,236      | 5,617E-04    |
|             | 3,633      | 3,466E-04    | 6,025      | 7,540E-05    | 7,305      | 4,441E-04    |
|             | 9,707      | 2,492E-04    | 6,064      | 7,290E-05    | 6,064      | 4,438E-04    |
|             | 9,688      | 2,440E-04    | 7,305      | 6,650E-05    | 6,025      | 4,407E-04    |
|             | 13,350     | 2,366E-04    | 6,582      | 5,920E-05    | 6,143      | 2,837E-04    |
| PMAD100908  | 5,352      | 6,933E-04    | 8,555      | 1,859E-04    | 5,752      | 1,237E-03    |
|             | 5,303      | 6,240E-04    | 8,486      | 1,837E-04    | 5,801      | 1,131E-03    |
|             | 5,273      | 6,230E-04    | 6,660      | 1,701E-04    | 8,486      | 1,016E-03    |
|             | 4,805      | 5,925E-04    | 5,684      | 1,664E-04    | 8,555      | 9,945E-04    |
|             | 4,844      | 5,910E-04    | 7,490      | 1,654E-04    | 5,684      | 9,822E-04    |
| VCRPI10908  | 8,350      | 6,230E-04    | 8,516      | 1,111E-04    | 8,906      | 3,870E-04    |
|             | 8,320      | 6,178E-04    | 8,145      | 1,097E-04    | 8,594      | 3,684E-04    |
|             | 8,574      | 5,736E-04    | 8,340      | 1,089E-04    | 9,277      | 3,480E-04    |
|             | 8,164      | 5,456E-04    | 8,564      | 9,770E-05    | 9,229      | 3,480E-04    |
|             | 8,203      | 5,278E-04    | 8,477      | 9,150E-05    | 8,564      | 3,479E-04    |
| FMTPI300908 | 5,254      | 1,733E-02    | 5,254      | 1,664E-03    | 5,254      | 2,578E-03    |
|             | 5,332      | 1,410E-02    | 5,332      | 1,268E-03    | 5,215      | 2,388E-03    |
|             | 5,361      | 1,329E-02    | 5,361      | 1,259E-03    | 5,332      | 1,824E-03    |
|             | 5,518      | 9,690E-03    | 5,537      | 1,024E-03    | 5,391      | 1,770E-03    |
|             | 5,449      | 9,672E-03    | 5,479      | 9,437E-03    | 5,449      | 1,524E-03    |

Nota: la notación **Frec.** presente en el encabezado de la tabla se refiere a la frecuencia específica.

**Tabla V.8.** Tabla de valores de frecuencia versus potencia espectral correspondientes a los cinco primeros picos de significación estadística de la población ensayada para el primer método de medición (PP).

| ESA               | X          |              | Y          |              | Z          |              |
|-------------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
|                   | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| <i>AAEZ110908</i> | 6,201      | 4,805E-04    | 4,854      | 7,706E-05    | 4,756      | 4,432E-04    |
|                   | 7,148      | 4,734E-04    | 4,697      | 7,512E-05    | 4,736      | 4,380E-04    |
|                   | 7,461      | 4,300E-04    | 6,172      | 7,253E-05    | 4,678      | 3,979E-04    |
|                   | 7,314      | 4,005E-04    | 6,201      | 7,300E-05    | 10,557     | 3,940E-04    |
|                   | 6,396      | 3,784E-04    | 3,262      | 7,200E-05    | 4,814      | 3,858E-04    |
| <i>EJMP110908</i> | 10,068     | 4,838E-04    | 2,559      | 1,372E-04    | 2,754      | 6,717E-04    |
|                   | 10,117     | 4,833E-04    | 2,656      | 1,322E-04    | 4,004      | 5,868E-04    |
|                   | 8,740      | 4,658E-04    | 2,695      | 1,283E-04    | 2,598      | 6,026E-04    |
|                   | 6,514      | 4,599E-04    | 2,764      | 1,244E-04    | 2,539      | 5,966E-04    |
|                   | 7,852      | 4,629E-04    | 2,256      | 1,197E-04    | 2,666      | 5,747E-04    |
| <i>CEVG150908</i> | 8,164      | 1,679E-03    | 7,939      | 2,560E-04    | 8,213      | 1,678E-03    |
|                   | 5,254      | 1,439E-03    | 7,910      | 2,511E-04    | 8,174      | 1,674E-03    |
|                   | 5,361      | 1,311E-03    | 7,969      | 2,463E-04    | 7,959      | 1,445E-03    |
|                   | 5,322      | 1,229E-03    | 1,865      | 2,388E-04    | 8,389      | 1,419E-03    |
|                   | 8,418      | 1,155E-03    | 1,885      | 2,350E-04    | 8,418      | 1,418E-03    |
| <i>IAEC110908</i> | 5,439      | 1,847E-03    | 4,902      | 4,751E-04    | 4,902      | 1,447E-03    |
|                   | 5,283      | 1,459E-03    | 4,951      | 4,323E-04    | 5,430      | 1,441E-03    |
|                   | 5,361      | 1,423E-03    | 5,010      | 3,529E-04    | 5,479      | 1,349E-03    |
|                   | 5,313      | 1,423E-03    | 5,254      | 3,499E-04    | 4,971      | 1,363E-03    |
|                   | 5,234      | 1,296E-03    | 5,205      | 3,338E-04    | 4,863      | 1,362E-03    |
| <i>IAPD300908</i> | 4,658      | 3,648E-04    | 7,803      | 1,145E-04    | 7,803      | 5,660E-04    |
|                   | 4,453      | 3,181E-04    | 7,773      | 1,103E-04    | 7,832      | 5,406E-05    |
|                   | 4,424      | 3,163E-04    | 7,832      | 1,051E-04    | 2,979      | 5,391E-04    |
|                   | 4,600      | 3,030E-04    | 2,979      | 9,928E-05    | 7,773      | 5,315E-04    |
|                   | 2,803      | 2,749E-04    | 7,188      | 9,195E-05    | 7,744      | 5,226E-04    |
| <i>JGRT110908</i> | 9,961      | 9,185E-04    | 8,135      | 1,319E-04    | 9,951      | 7,072E-04    |
|                   | 10,635     | 7,842E-04    | 7,432      | 1,270E-04    | 9,902      | 7,028E-04    |
|                   | 10,225     | 7,749E-04    | 7,676      | 1,263E-04    | 9,922      | 7,006E-04    |
|                   | 10,273     | 7,685E-04    | 7,402      | 1,229E-04    | 7,441      | 6,414E-04    |
|                   | 10,674     | 7,438E-04    | 9,951      | 1,226E-04    | 10,117     | 6,196E-04    |
| <i>MCAC110908</i> | 7,139      | 3,917E-04    | 7,139      | 1,444E-04    | 7,168      | 6,773E-04    |
|                   | 7,168      | 3,887E-04    | 7,168      | 1,425E-04    | 7,139      | 6,498E-04    |
|                   | 6,943      | 3,174E-04    | 6,982      | 1,242E-04    | 6,982      | 6,219E-04    |
|                   | 6,924      | 3,161E-04    | 6,924      | 1,156E-04    | 6,924      | 5,978E-04    |
|                   | 6,982      | 3,154E-04    | 7,061      | 1,006E-04    | 7,500      | 4,702E-04    |

Continuación Tabla V.8.

| ESA        | X          |              | Y          |              | Z          |              |
|------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
|            | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) | Frec. (Hz) | Potencia (W) |
| NZED110908 | 3,613      | 6,443E-04    | 3,613      | 2,748E-04    | 2,422      | 9,092E-04    |
|            | 3,545      | 5,910E-04    | 3,545      | 2,416E-04    | 7,158      | 7,626E-04    |
|            | 3,672      | 4,566E-04    | 3,672      | 2,146E-04    | 7,139      | 7,623E-04    |
|            | 2,402      | 4,444E-04    | 5,986      | 1,736E-04    | 5,997      | 5,947E-04    |
|            | 4,766      | 4,000E-04    | 7,158      | 1,712E-04    | 7,314      | 5,934E-04    |
| PMAD100908 | 6,689      | 1,010E-03    | 6,689      | 5,797E-04    | 5,459      | 1,219E-03    |
|            | 6,113      | 9,345E-04    | 6,624      | 4,561E-04    | 5,703      | 1,199E-03    |
|            | 5,859      | 9,101E-04    | 5,449      | 4,083E-04    | 5,850      | 1,196E-03    |
|            | 6,611      | 8,974E-04    | 5,820      | 4,056E-04    | 5,820      | 1,177E-03    |
|            | 4,023      | 8,953E-04    | 5,850      | 4,036E-04    | 5,410      | 1,119E-03    |
| VCRP110908 | 7,939      | 7,101E-04    | 7,402      | 1,243E-04    | 8,203      | 5,526E-04    |
|            | 5,146      | 6,616E-04    | 7,246      | 1,235E-04    | 8,252      | 5,114E-04    |
|            | 5,107      | 6,345E-04    | 7,920      | 1,189E-04    | 8,721      | 4,668E-04    |
|            | 5,635      | 6,345E-04    | 7,861      | 1,178E-04    | 8,984      | 4,613E-04    |
|            | 7,871      | 6,128E-04    | 6,846      | 1,160E-04    | 7,490      | 4,483E-04    |
| FMTF300908 | 4,112      | 7,436E-03    | 4,320      | 2,366E-03    | 5,473      | 3,668E-03    |
|            | 4,290      | 7,422E-03    | 4,290      | 2,315E-03    | 4,290      | 3,288E-03    |
|            | 4,152      | 7,328E-03    | 5,473      | 1,739E-03    | 5,266      | 3,138E-03    |
|            | 4,043      | 7,198E-03    | 4,635      | 1,708E-03    | 5,227      | 2,972E-03    |
|            | 4,320      | 7,073E-03    | 4,497      | 1,633E-03    | 5,108      | 2,901E-03    |

Nota: la notación **Frec.** presente en el encabezado de la tabla se refiere a la frecuencia específica.

### V.3.POTENCIA TOTAL DEL ESPECTRO.

Este criterio plantea la posibilidad de identificar y diferenciar el tremor patológico mediante la suma total de las potencias del espectro de frecuencia, bajo la premisa de que en los casos de tremor patológico se presentan picos de potencia espectral de mayor magnitud que en el caso del tremor fisiológico, lo cual sugiere diferencias en los resultados obtenidos de acuerdo al tipo de tremor.

Fue necesario filtrar los valores de frecuencia a considerar para la potencia total, en el rango comprendido entre 1 y 15Hz, límites de manifestación del tremor humano, además de permitir excluir los efectos de los errores introducidos por el dispositivo (sobre los 20Hz de frecuencias) y los producidos por el error “1 sobre f”.

Los resultados obtenidos para la potencia total de acuerdo a cada método de medición se presentan en las tablas IV.9 y IV.10.

**Tabla V.9. Potencia total espectral para primer y segundo método de medición.**

| (W)               | PP     |        |        | PA     |        |        |
|-------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                   | X      | Y      | Z      | X      | Y      | Z      |
| <i>AAEZ110908</i> | 0,0844 | 0,0556 | 0,0764 | 0,1384 | 0,1101 | 0,1169 |
| <i>CEVG150908</i> | 0,1127 | 0,0625 | 0,1046 | 0,2584 | 0,1999 | 0,2465 |
| <i>EJMP110908</i> | 0,0801 | 0,0485 | 0,0886 | 0,1932 | 0,1421 | 0,1489 |
| <i>IAEC110908</i> | 0,4759 | 0,1807 | 0,4042 | 0,2063 | 0,1294 | 0,1247 |
| <i>IAPD300908</i> | 0,1237 | 0,0642 | 0,0988 | 0,1160 | 0,1072 | 0,0983 |
| <i>JGRT110908</i> | 0,0726 | 0,0664 | 0,0818 | 0,2022 | 0,1632 | 0,1704 |
| <i>MCAC110908</i> | 0,0609 | 0,0456 | 0,0640 | 0,1489 | 0,1177 | 0,1407 |
| <i>NZED110908</i> | 0,1028 | 0,0562 | 0,0668 | 0,1150 | 0,0917 | 0,0874 |
| <i>PMAD100908</i> | 0,2452 | 0,2963 | 0,2026 | 0,4323 | 0,3351 | 0,2780 |
| <i>VCRP110908</i> | 0,1344 | 0,0825 | 0,1286 | 0,2265 | 0,1736 | 0,2116 |
| <i>FMTP300908</i> | 0,2001 | 0,0807 | 0,1346 | 0,7022 | 0,4604 | 0,4640 |

**Tabla V.10. Potencia total espectral para tercer y cuarto método de medición.**

| (W)               | ECA    |        |        | ESA    |        |        |
|-------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                   | X      | Y      | Z      | X      | Y      | Z      |
| <i>AAEZ110908</i> | 0,2243 | 0,0427 | 0,1459 | 0,2645 | 0,0623 | 0,2812 |
| <i>CEVG150908</i> | 0,3484 | 0,1026 | 0,4747 | 0,6823 | 0,1682 | 0,7179 |
| <i>EJMP110908</i> | 0,2233 | 0,0695 | 0,2202 | 0,3476 | 0,3476 | 0,3250 |
| <i>IAEC110908</i> | 0,6242 | 0,2205 | 0,8694 | 0,4651 | 0,1498 | 0,6268 |
| <i>IAPD300908</i> | 0,2347 | 0,0650 | 0,1986 | 0,2089 | 0,0725 | 0,2772 |
| <i>JGRT110908</i> | 0,3797 | 0,1038 | 0,3333 | 0,4727 | 0,1014 | 0,4658 |
| <i>MCAC110908</i> | 0,1880 | 0,0376 | 0,1361 | 0,1814 | 0,0654 | 0,2502 |
| <i>NZED110908</i> | 0,1660 | 0,0462 | 0,1338 | 0,2281 | 0,0920 | 0,2905 |
| <i>PMAD100908</i> | 0,3281 | 0,1107 | 0,4754 | 0,5127 | 0,2052 | 0,5775 |
| <i>VCRP110908</i> | 0,3264 | 0,0635 | 0,1664 | 0,4085 | 0,0974 | 0,3665 |
| <i>FMTP300908</i> | 1,6624 | 0,2397 | 0,5851 | 2,3233 | 0,5948 | 1,2576 |

Gráficas asociados a los resultados obtenidos para los valores de potencia espectral total se muestran a continuación en las figuras correspondientes a cada método de medición (V.9 a V.12).

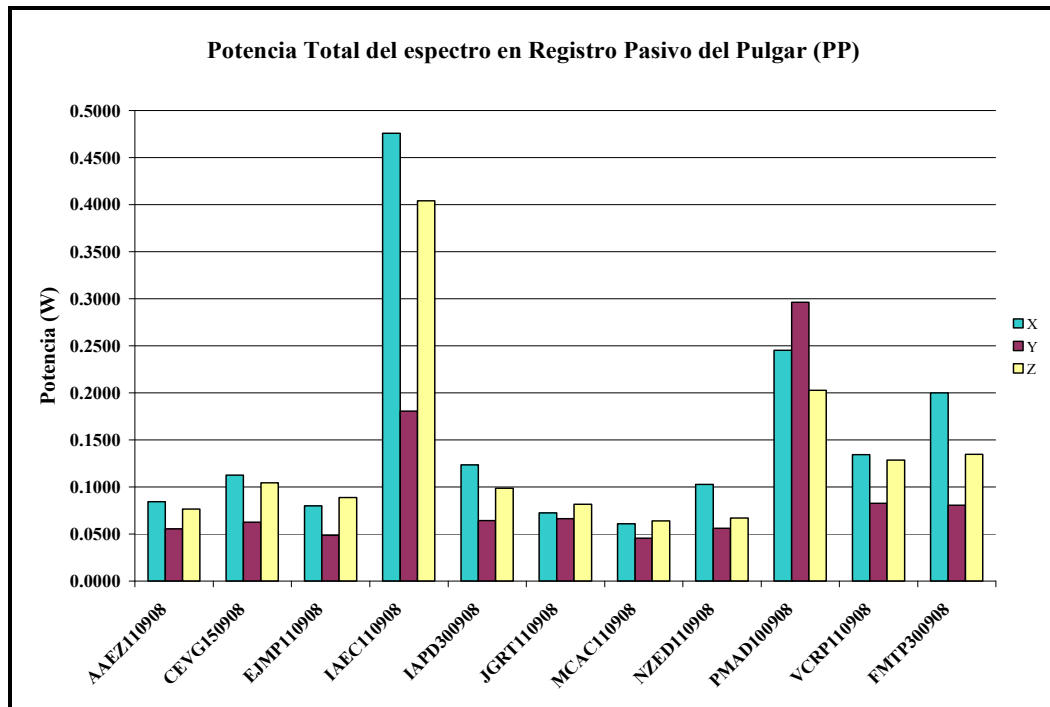


Figura V.9. Gráfica de potencia espectral total para el registro pasivo del pulgar.

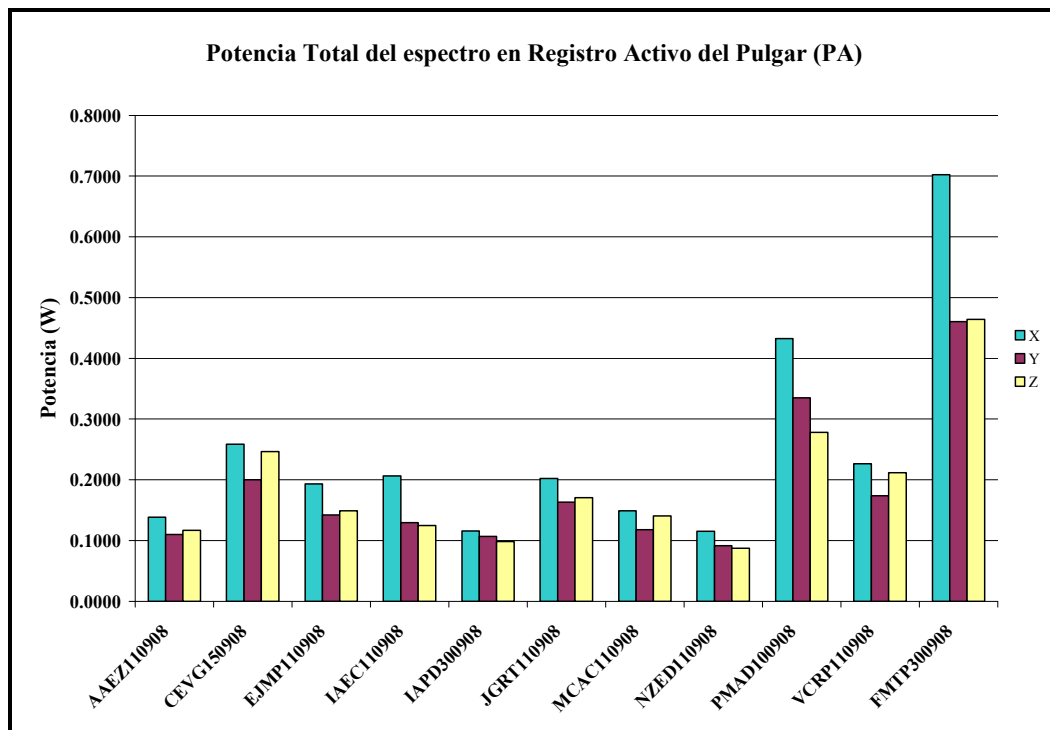


Figura V.10. Gráfica de potencia espectral total para el registro activo del pulgar.

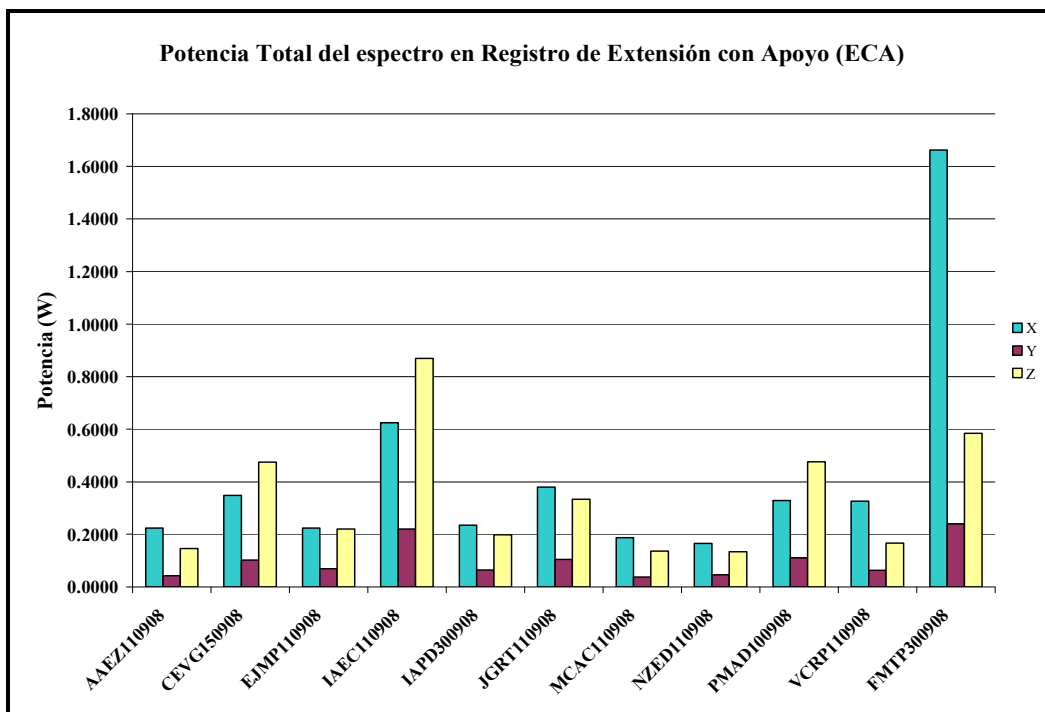


Figura V.11. Gráfica de potencia espectral total para el registro de extensión con apoyo.

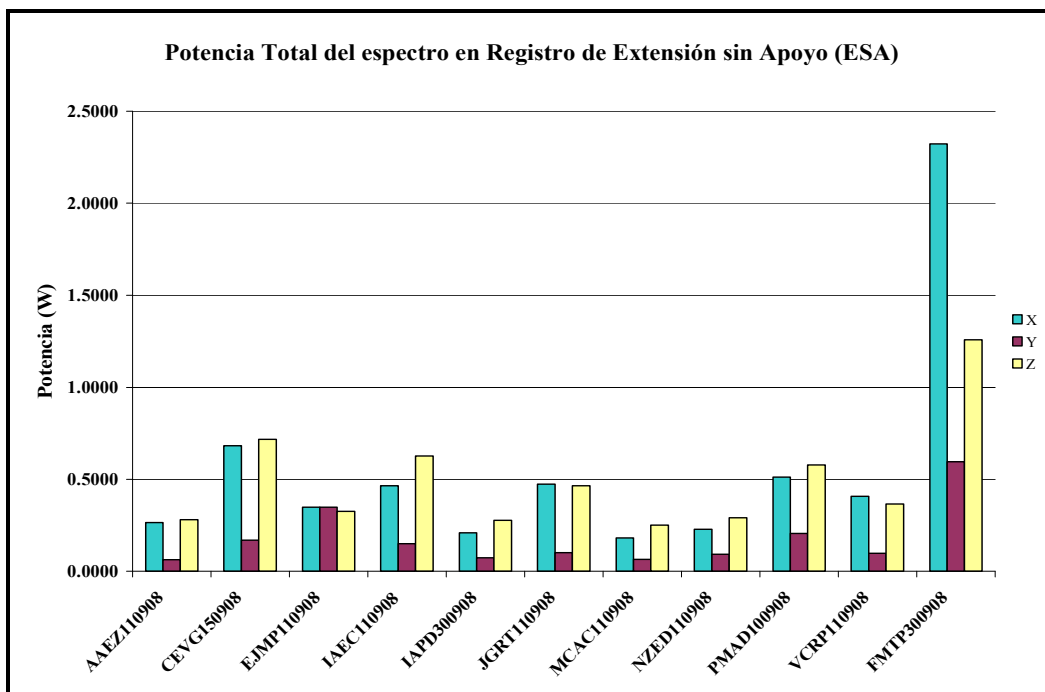


Figura V.12. Gráfica de potencia espectral total para el registro de extensión sin apoyo

## *CAPÍTULO VI*

### *ANÁLISIS DE RESULTADOS*

---

*En este capítulo se lleva a cabo el análisis de los resultados obtenidos de las mediciones realizadas, distinguiendo patrones de caracterización de los diferentes tipos de tremor que permitirán diferenciar el tremor fisiológico del tremor patológico.*

#### **VI.1. ANÁLISIS DEL ESTUDIO DE PARAMETROS EN EL DOMINIO DEL TIEMPO.**

En base a los resultados obtenidos, particulares a cada modo de medición practicado a los pacientes, se obtuvo, de acuerdo al caso de la medición bajo la modalidad de Pulgar Pasivo (PP) se observó la predominancia de los valores de Desviación Estándar en los tres ejes para los pacientes PMAD100908 y IAEC110908, siendo más agudos los valores manifestados en el eje “y”, seguidos de los valores en los ejes “x” y “z” mostrando valores mayores en el paciente PMAD100908 en comparación con el paciente IAEC110908. Los resultados de los demás pacientes no demostraron relevancia alguna, ya que la distribución de los valores difiere dentro de un rango pequeño y de poca significancia. Adicional a los mismos pacientes se manifiesta como predominantes los valores de la Diferencia (Máximo-Mínimo) con otra tendencia, resaltando como mayor los valores del eje “y” manifestándose con mayor amplitud en el paciente IAEC 110908 en comparación con el paciente PMAD100908, en los ejes restantes, con menor amplitud y con mayor similitud numérica entre los pacientes apuntados anteriormente. En el caso de los demás pacientes se presentó el mismo caso de la Desviación Estándar, una distribución poco

relevante. Para mayor ilustración cite la Figura V.1. para la distribución de la variable de la Desviación Estándar, y la Figura V.5 para la variable de la Diferencia (Máximo-Mínimo).

Sin embargo, aún así definidas algunas variables que marcan una diferencia entre los pacientes con diferentes estados clínicos, se hace impreciso y confuso realizar alguna agrupación o definir algún patrón, ya que los pacientes que se manifestaron con mayor amplitud padecen patologías distintas, Parkinson y Tremor Esencial.

En la modalidad de medición de Pulgar Activo (PA), se evidenció que el paciente FMTP300908, a sabiendas del estado clínico que padece, manifestó predominancia en el valor de la variable de la Desviación Estándar, manteniendo la tendencia en los distintos ejes evaluados, con mayor amplitud en el eje “y”. Adicional como relevante se consigue los valores del eje “z” para los pacientes EJMP110908 y JGRT110908, para los otros ejes se presentó una distribución semejante a los demás pacientes evaluados. Por otra parte también se figuró la variable de la Diferencia (Máximo-Mínimo) con predominancia del paciente FMTP300908 en el comportamiento de los tres (3) ejes y para el caso del paciente IAEC110908 en los ejes “x” y “y”. Los demás pacientes no presentaron relevancia alguna. Se observó el caso evidenciado en la medición en la modalidad PP, donde se logra discriminar el comportamiento de unos pacientes en comparación con la demás población, pero aún así no se define un patrón que permita asociar estados clínicos de la misma naturaleza y sea posible diferenciarlos con los de otra naturaleza.

Evalutando los resultados del modo de medición de Extensión Con Apoyo (ECA), se pudo asociar el comportamiento de dos pacientes con igual patología, en los pacientes FTMP300908 y PMAD10908, que presentaron predominancia en las variables de la Desviación Estándar y la Diferencia (Máximo-Mínimo), sobretudo en los valores comprendidos en el eje “x”, con mayor amplitud para el paciente FTMP300908, respecto a la magnitud del eje “z” para el paciente PMAD100908 figura relevantemente, pero en menor proporción que los valores en el eje “x”.

Aparentemente permite la evaluación de los resultados para esta modalidad de medición se puede lograr resaltar algún patrón para llevar a cabo una diferenciación entre patologías, de la naturaleza de Parkinson contra tremor fisiológico, pero amerita de más información y/o de una cantidad mayor de pacientes para practicarle las mediciones para afianzar y considerarse así como un criterio de diferencia entre la patología de Parkinson y tremor fisiológico.

En los resultados del último método de medición, Extensión Sin Apoyo (ESA), se evidenció el dominio de los valores de la Desviación Estándar y de la Diferencia (Máximo-Mínimo) para el caso del paciente FMTP300908 de estado patológico conocido, pero aún así no se obtuvo alguna asociación con el otro paciente de similar condición clínica, caso que se evidenció al igual en los resultados de la medición de los métodos PP y PA. Escapando así la posibilidad de considerarse como patrón para hacer alguna diferenciación entre los distintos estados clínicos.

En general se obtuvo que la evaluación de los resultados bajo el Dominio del Tiempo no aportó una información objetiva para poder realizar asociaciones y diferencias entre las patologías y los pacientes saludables, apartando el caso de la medición ECA donde se pudo resaltar los pacientes que padecen la enfermedad de Parkinson, manifestándose en el movimiento oscilatorio de “Contar Dinero”, movimiento característico de esta patología. Sin embargo no define patrón que involucre a la otra patología evaluada, el Tremor Esencial.

Existe la posibilidad de que la evaluación de estos resultados, tomando en cuenta una población de pacientes mayor a evaluar que presenten diferentes patologías y en distintos niveles de intensidad de la misma, puede ser que llegue a designar patrones capaces de plantear diferencias entre los distintos estados clínicos, pero solo es una incertidumbre.

## **VI.2. ANÁLISIS DE LAS CARACTERÍSTICAS DE LOS PICOS ESPECTRALES.**

Los resultados obtenidos muestran indudablemente comportamientos particulares para cada individuo en estudio, lo cual permite la diferenciación y caracterización del temblor para cada una de las personas estudiadas. Es evidente que además de la diferenciación particular del temblor, es posible encontrar patrones propios asociados a las enfermedades neurológicas consideradas en el estudio como lo son el temblor esencial y el temblor de parkinson.

La inspección sistemática de los resultados correspondientes a las frecuencias fundamentales para cada uno de los cuatro métodos de medición ensayados, permitirá identificar los patrones de comparación asociados a cada tipo de temblor, así como también permitirá identificar la sensibilidad y utilidad de cada uno de los métodos ensayados.

En todos los resultados obtenidos fue posible identificar los picos de frecuencia correspondiente al ruido de fondo que presenta el dispositivo, lo que permitió excluir el mismo del análisis de significación estadística, tomando solo en consideración los resultados asociados a temblor humano.

Las tablas de frecuencia fundamental para cada método de medición presentan la frecuencia considerada frente a su potencia espectral en escala lineal propia del programa utilizado para su análisis, lo cual permitirá identificar la prevalencia de un pico de frecuencia dentro del espectro. De igual forma permite la comparación de la potencia de los picos de frecuencia de un individuo a otro.

Para el primer método de medición correspondiente al registro pasivo del pulgar, se encuentra que no existe un valor de frecuencia específico predominante para el temblor fisiológico, por el contrario se presentan rangos de frecuencias que van desde 4 a 12 Hz para los ejes X y Y, y de 3 a 12 Hz para el eje Z. Adicionalmente se observa como patrón que las mediciones en el eje Y para toda la población son las

que registran menor potencia espectral con respecto a los ejes X y Z. Sin embargo, es posible notar que la potencia espectral en el eje Y es ligeramente mayor para el individuo con tremor esencial en edad avanzada (IAEC110908), el cual presenta consistentemente en los tres ejes de medición, la mayor potencia espectral de toda la población, además de un pico de frecuencia principal en 5,693Hz de la misma magnitud para los tres ejes. En el caso del individuo joven con tremor esencial (CEVG150908), existe similitud al tremor fisiológico tanto en las mediciones del eje Y como en los ejes X y Z. los individuos con Parkinson (PMAD100908 y FMTP300908) presentan ambos para todos los ejes de medición, frecuencias por debajo de los 7 Hz dentro de sus cinco picos fundamentales.

Para el segundo método correspondiente al registro activo del pulgar, se presentan de igual forma que para el primer método, una variedad de picos de baja potencia espectral con frecuencias fundamentales propias del tremor fisiológico que no excede los 11 Hz para el eje X y 9Hz para los ejes Y y Z, los individuos con tremor esencial no presentan diferencias identificables con respecto a los que presentan tremor fisiológico en ninguno de los tres canales de registro. Sin embargo los individuos con tremor de Parkinson presentan potencias espectrales significativamente mayor que sus picos fundamentales registrados para los ejes X y Y. Adicionalmente se observan registros de gran potencia espectral correspondiente a las mediciones en el eje Z para el individuo con tremor de parkinson de condición más avanzada (FMTP300908).

Para el tercer método correspondiente a la medición con la herramienta de extensión con apoyo antebraquial se observan en los ejes X y Z frecuencias fundamentales comprendidas entre 4 a 11 Hz y de 3 a 9 Hz en el eje Y para los individuos con tremor fisiológico. En el caso del tremor esencial de edad avanzada (IAEC110908), se observan en los tres ejes de medición frecuencias marcadas de alta potencia espectral alrededor de los 5 Hz pudiendo observarse armónicos en el eje Z alrededor de los 10 Hz e incluso a los 15 Hz. El individuo joven con tremor esencial (CEVG150908) presenta también picos marcados de alta potencia en el eje Z

mostrando repetibilidad en los valores de frecuencia observados en los tres ejes de medición alrededor de los 9,5 Hz. Para el temblor de parkinson, se presenta picos de frecuencia de gran potencia espectral en los tres ejes de medición para estados avanzados de la enfermedad (FMTP300908) marcando para este caso de estudio una frecuencia fundamental específica 5,254 Hz. Sin embargo, en el caso del sujeto menos afectado por la enfermedad (PMAD100908), se presentan picos espectrales similares al temblor fisiológico para los ejes X y Y mientras que presenta valores de alta potencia para el eje Z.

Para el cuarto y último método de medición que corresponde a la utilización de la herramienta de extensión sin apoyo antebraquial, se presentan al igual que en los otros métodos de medición rangos de frecuencias varias para el temblor fisiológico. Los individuos con temblor esencial presentan picos de frecuencias de alta potencia espectral a un pequeño rango específico de frecuencias para los tres ejes de medición, alrededor de los 8 Hz para el paciente joven (CEVG150908) y de los 5 Hz para el paciente de edad avanzada (IAEC110908). En el temblor de parkinson, se observan picos significativos de frecuencias en los tres ejes de medición que oscilan entre 4 y 7 Hz, mostrándose mayor potencia espectral en el caso más avanzado (FMTP300908).

Los resultados obtenidos bajo cada método de medición permiten establecer una imagen global para la identificación y caracterización de los diferentes tipos de temblor.

Para el temblor fisiológico se presentan gran variedad de picos de frecuencias fundamentales de baja potencia espectral a lo largo de los cuatro métodos de medición. En el caso del temblor esencial es posible identificar comportamientos que varían respecto al estadio de la enfermedad y de acuerdo al método de medición. De esta forma se puede identificar que en el caso de enfermedad avanzada se presentan frecuencias marcadas que oscilan entre 4,5 y 5,5 Hz en todos los canales de medición para todos los métodos, exceptuando el segundo método (PA, registro activo del pulgar) donde no se muestra ninguna característica diferenciativa a los registros del

tremor fisiológico, ocurriendo lo mismo en este método para el individuo joven con tremor esencial, el cual tampoco presenta ningún patrón que difiera del tremor fisiológico en el primer método de medición (PP, registro pasivo del pulgar). Sin embargo el tremor esencial muestra los registros con mayor potencia espectral en el eje Z del primer y tercer método de medición (tercero: ECA, medición de extensión con apoyo), pudiendo incluso identificar armónicos en el registro ECA del individuo con tremor esencial de edad avanzada (IAEC110908).

Se ilustra en la figura VI.1 el comportamiento del espectro de frecuencias del registro IAEC110908ECA-Z, en comparación con el espectro de sujeto saludable con tremor fisiológico que se muestra en la figura VI.2.

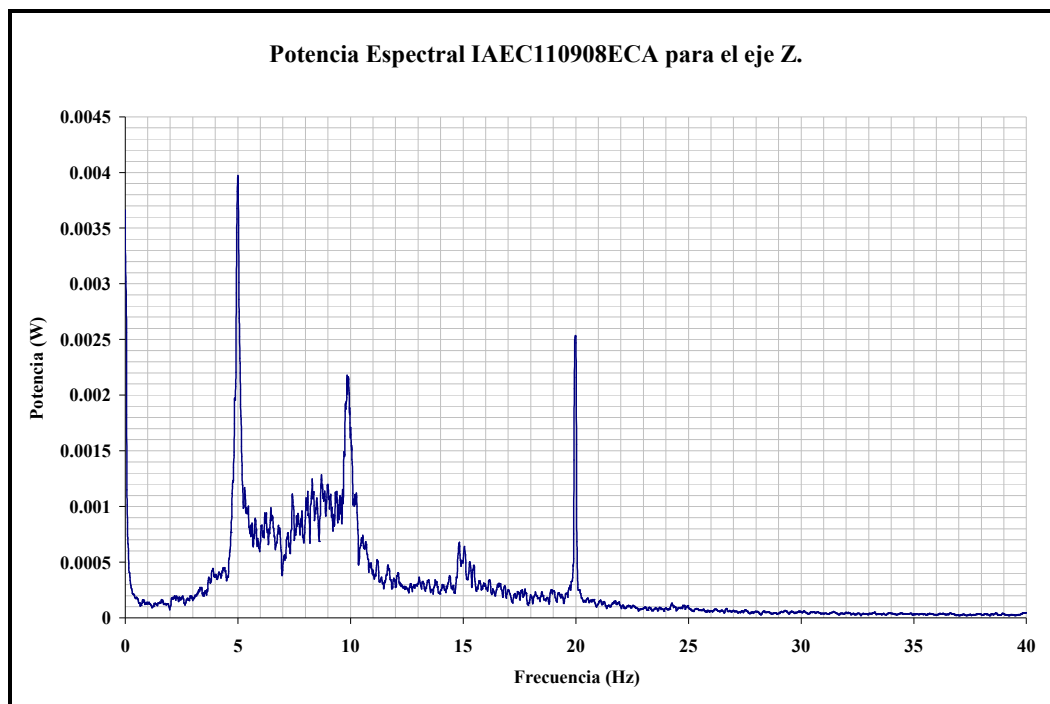
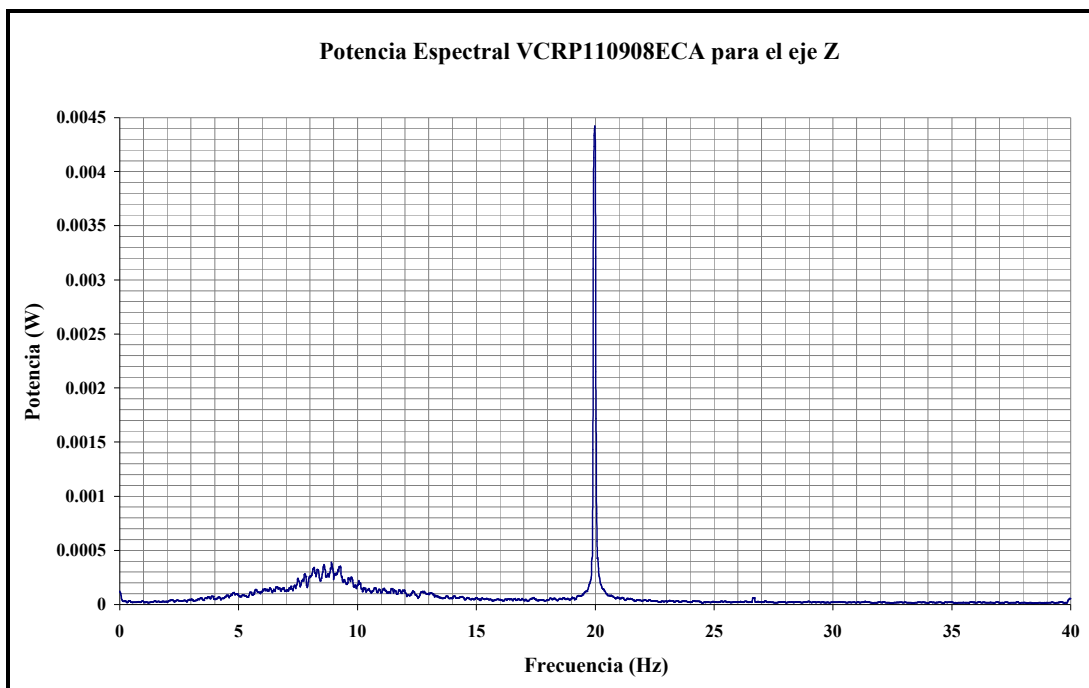


Figura VI.1. Espectro de frecuencias de IAEC110908 para el eje Z, observación de armónicos.



**Figura VI.2. Espectro de frecuencias de VCRP110908 para el eje Z.**

En el temblor de parkinson es posible identificar parámetros característicos que permiten diferenciarlo del temblor fisiológico. Entre estas, es posible destacar que en la mayoría de las mediciones del temblor de parkinson existe una prevalencia en las frecuencias fundamentales que oscilan en el rango de 4 y 6 Hz adicionalmente, este rango de frecuencias muestra consistentemente mayor potencia espectral en todos los ejes de medición en el segundo y cuarto método con respecto al temblor fisiológico.

Se presentan registros significativamente grandes en los tres ejes del tercer método de medición para el temblor de parkinson del individuo mas afectado (FMTP300908), registros que son reflejo del movimiento conocido como “de contar dinero” propio de esta enfermedad y que fue evidenciado durante la medición.

Aun cuando se muestran diferencias entre el temblor de parkinson sobre el temblor fisiológico, es difícil asociar los dos individuos con temblor de parkinson, esto se debe a los estadios de la enfermedad y al control medicamentoso del sujeto PMAD100908.

### **VI.3. ANÁLISIS DE POTENCIA TOTAL DEL ESPECTRO.**

La observación de los valores resultantes de la potencia total del espectro calculada para todas las muestras consideradas, permite evidenciar, que al igual que en el caso de las frecuencias características principales, existe un patrón unipersonal del tremor asociado a cada individuo evaluado. Sin embargo existe la posibilidad de encontrar patrones diferenciativos que permitan discriminar el tremor fisiológico del tremor patológico.

Para el primer modelo de medición es posible observar que los valores de potencia espectral total son mayores para los pacientes con mayor afección, como lo son los individuos con tremor de Parkinson y en el tremor esencial en edad avanzada, mostrando este último la mayor potencia total para los ejes X y Z.

En el segundo modelo de medición se describe como patrón, que los individuos que padecen tremor de Parkinson presentan potencias totales superiores en los tres ejes de medición comparados con el tremor esencial y el tremor fisiológico, sin embargo, es posible destacar que existen potencias totales ligeramente superiores a la media del tremor fisiológico correspondiente a CEVG150908 con predominancia a los ejes X y Z.

Para los ensayos realizados con extensión del dispositivo y apoyo antebraquial correspondiente al tercer modelo de medición, se manifiestan, para el tremor fisiológico, potencias totales de muy baja magnitud en la mayoría de los individuos con prevalencia de las potencias de los ejes X y Z, mientras que en el eje Y los valores obtenidos son relativamente bajos, sin embargo es posible identificar este mismo patrón de potencias relativas a los ejes de medición en los pacientes que sufren algún tremor patológico, los cuales muestran los cuatro registros mayores para el eje Z. Es evidente y necesario destacar que en el tremor de Parkinson de condición más severa (FMTP300908) existe una potencia total asociada al eje X con valores de gran magnitud los cuales pueden ser asociados a los picos de frecuencia de gran

potencia espectral reconocidos bajo este mismo método en el análisis de frecuencias características y que son relacionados con el movimiento propio de contar dinero que se evidencia en los pacientes que padecen de Parkinson. En el caso de tremor de Parkinson de menor afección (PMAD100908), se presentan para los ejes X y Y, valores muy similares al tremor fisiológico, lo cual puede ser asumido como efecto del control medicamentoso, o de la condición de afección de la enfermedad sobre el paciente.

Tomando en consideración los resultados asociados al cuarto método de medición para el registro de extensión sin apoyo, es posible observar características similares a los obtenidos para el registro de extensión con apoyo, donde el tremor fisiológico mantiene las potencias totales en valores relativamente bajos con respecto al tremor patológico, en especial para el eje Z donde nuevamente los cuatro registros mayores corresponden a los que padecen algún tipo de tremor patológico. Sin embargo para el tremor esencial los registros de potencia total en los ejes X y Y, son ligeramente superior a la mayoría de las mediciones asociadas al tremor fisiológico. Para el tremor de Parkinson se presenta la misma situación donde el paciente más afectado muestra gran potencia total para el eje X, en contraste con el individuo de condición controlada que solamente sobresale ligeramente sobre el tremor fisiológico para el eje X, que de igual forma puede ser asociado a control medicamentoso, o de una condición menos grave de la enfermedad.

Los análisis y patrones descritos asociados a los métodos de medición y a los diferentes tipos de tremor establecen características diferenciativas entre los mismos y en especial de los individuos del estudio, mas no establecen un criterio rígido y estricto de diagnóstico de las enfermedades asociadas a algún tipo de tremor. Dada esta situación, la realización de ensayos masivos a una población más grande bajo estricto control, lo que podría incluir una evaluación médica completa y la consideración de supresión controlada de las dosis de medicamentos asociadas a controlar el tremor u otra afección que se padezca, permitirá obtener registros más

precisos del tremor y resultados asociados más objetivos en relación al poder de diagnóstico del dispositivo desarrollado y a los patrones específicos del tremor, de los cuales es posible interpretar bajo el objeto de esta investigación, que dependen de factores invariables más allá del alcance de la misma, como lo son la edad y sexo de los individuos evaluados, etapa diagnosticada de una enfermedad, medicamentos y sus dosis recibidas, entre cualquier otra cantidad de posibles factores.



# *CAPÍTULO VII*

## *CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES*

---

### **VII.1. CONCLUSIONES.**

- Se identificaron las variables fundamentales que describen el tremor humano como aquellas propias a una vibración, que manifiesta su comportamiento por medio de una onda, definiendo variables como la amplitud en función del tiempo y las potencias espectrales dadas para una serie de frecuencias, las cuales son resultado del cálculo de la transformada de Fourier a un rango de datos conocidos en el dominio del tiempo.
- La selección del sistema de adquisición de datos se llevó a cabo efectivamente, mediante la elección de un sensor de aceleración microelectromaquinado (MEMS por sus siglas en inglés), que por su versatilidad en cuanto peso y dimensiones, su sensibilidad y procesamiento de señal, ha sido de uso común en el desarrollo de aplicaciones e investigaciones de esta índole. Por otra parte, para el procesamiento de señal de respuesta del sensor, se incluye dentro de la selección del sistema, una tarjeta de adquisición de datos de uso comercial cuyas características se ajustan a la aplicación.
- El diseño del sistema de medición se conformó mediante el desarrollo y aplicación estricta de un protocolo de registro experimental, que conjunto a la fabricación de una silla de medición, permitieron garantizar condiciones homogéneas de registros con el objeto de minimizar los efectos e interferencias producidos de las variables ambientales.
- Incluido en el paquete de la tarjeta de adquisición de datos se contó con una herramienta computacional, que demostró tener la capacidad de análisis necesaria

para el desarrollo de la investigación, complementando los análisis estadísticos en el dominio de frecuencia mediante la utilización del programa Microsoft Excel.

- Se realizaron exitosamente pruebas sobre un grupo de pacientes que presentaron tanto tremor fisiológico como tremor esencial y tremor de Parkinson, registrando su comportamiento de acuerdo del sistema de medición establecido, para su posterior evaluación.
- Fue posible la caracterización de los diferentes tipos de tremor humano, mediante el planteamiento de criterios de evaluación como son el estudio de los parámetros en el dominio del tiempo, las características de los picos espectrales y la potencia total de los espectros de frecuencias, los cuales coherentemente permiten diferenciar el tremor fisiológico de los temblores patológicos y estos últimos entre si, asociando los resultados obtenidos bajo estos criterios o patrones de evaluación para establecer que existen parámetros objetivos de diferenciación de los diferentes tipos de tremor asociados a los distintos tipos de enfermedades neurológicas.
- Se obtuvo correctamente los registros correspondientes al tremor de Parkinson, y se evidenció para el eje X del tercer y cuarto método de medición (ECA y ESA), una de sus manifestaciones más comunes como es el movimiento de contar dinero. Lo cual también permitió definir diferencias entre estos pacientes con respecto a la intensidad de la enfermedad de acuerdo al control médico que tiene cada paciente.
- Mediante el análisis de los parámetros de evaluación estudiados, fue posible resaltar que los resultados obtenidos en el dominio de frecuencia fueron más consistentes en el aporte para la caracterización y diferenciación del tremor de acuerdo a la enfermedad asociada.

## **VII.2. RECOMENDACIONES**

- Es recomendable evaluar la reducción del tiempo de medición para cada uno de los métodos ensayados, ya que se pudo observar que se puede presentar cansancio al mantener las posturas indicadas, especialmente en las personas de edad prolongada.
- Es de particular interés conocer la variabilidad de los resultados bajo el concepto de una evaluación bilateral (en ambas manos), tomando en consideración posibles correlaciones en los registros de aceleración de ambas manos, y los posibles efectos que una enfermedad neurológica pueda tener en dicha correlación.
- Se recomienda que para estudios posteriores que considere la implementación del dispositivo desarrollado, se tome en consideración involucrar un número de mayor de población de pacientes a evaluar, contando dentro de esa población pacientes que presenten distintas patologías y que a su vez se presenten en distintos niveles de intensidad de la enfermedad, con el objeto de garantizar resultados más sólidos en la materia de designar los parámetros que hagan posible la diferenciación de dichas patologías con el tremor fisiológico.
- Es necesario el desarrollo de investigaciones posteriores que, bajo un mayor control médico, permitirán establecer los valores o rangos correspondientes a los criterios o parámetros de evaluación establecidos, para cada patología en específica.



# REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

Birmingham A, y otros (1985). *The variation of finger tremor with age in man*. Revista Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry (48): 788–798.

Cohen, O. y otros. (2003). *Rest Tremor in Patients With Essential Tremor*. Revista Archives of Neurology. (60) 405-410.

De Silva, C. (2000). *Vibration: fundamentals and practice*. (1ªed.). Estados Unidos: CRC press.

Dr. Eblen-Zajjur, A y Navarro. C. (2008) *Entrevistas Personales*

Eblen-Zajjur, A. (1995). *Analysis of single and multiple neuronal discharges as point processes: A computer program set*. Revista PHYSIOLOGY Acta Cientifica Venezolana (46): 34-40.

Edwards R. y Beuter A (1999). *Indexes for identification of abnormal tremor using computer tremor evaluation systems*. IEEE transactions on bio-medical engineering. (46): 895-898.

Elble, R. y otros (2006). *Tremor amplitude is logarithmically related to 4- and 5-point tremor rating scales*. Revista Brain (129) 2660-2666.

Elble R (2000). *Origins of tremor*. Revista Lancet. (355): 1113-1114

Elble R y Koller W (1990). *Tremor*. Prensa de la Universidad John Hopkins, Baltimore.

Elble, R y otros (1994). *Factors influencing the amplitude and frequency of essential tremor* Revista Movement Disorders (9): 589–596.

Elble, R y otros (1996). *Quantification of essential tremor in writing and drawing*. Revista Movement Disorders. (11): 70–78.

Fuller, W. A. (1976). *Introduction to statistical time series*. Nueva York, John Wiley & Sons

Guyton, A y Hall, J (2001). *Tratado de Fisiología Médica* (10ªed.). Mexico: McGraw Hill.

Jasinska-Myga B y otros (2002), *Kliniczna klasyfikacja drżenia*. Revista Wiadomości lekarskie (55) 584-593.

Jenkins G y Watts D (1968). *Spectral analysis and its applications*. Holden-Day. Londres.

Karris, S. (2003). *Signals and Systems with MATLAB® Applications* (2ª ed.). Estados Unidos: Orchard Publications.

Kelly J, y otros (1995). *Normal and abnormal tremor in the elderly*. Handbook of Tremor Disorders., New York. Marcel Dekker. P 351–370.

Lakie, M. y otros. (1994) (A). *The Effect of Alcohol on Physiological Tremor*. Revista Experimental Physiology. (79) 273-276.

Lakie, M y otros. (1994) (B). *Limb temperature and human tremors*. Revista Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry. (57), 35-42.

Louis, ED. y otros (1998). *How common is the most common adult movement disorder? Estimates of the prevalence of essential tremor throughout the world*. Revista Movement Disorders. (13) 5-10.

Louis, ED. y otros (1997) (A). *The Washington Heights-Inwood Genetic Study of Essential Tremor: methodologic issues in essential tremor research*. Revista Neuroepidemiology. (16) 124-133.

Louis, ED. y otros (1997) (B). *Prevalence of asymptomatic tremor in relatives of essential tremor cases*. Revista Archives of Neurology. (54) 197-200.

Louis, ED. y otros (2001). *Risk of tremor and impairment from tremor in relatives of patients with essential tremor. A community based family study* Revista Annals of Neurology. (49) 761-769.

Louis ED y Pullman (2001). *Comparison of clinical vs. Electrophysiological methods of diagnosing of essential tremor*. Revista Movement Disorders. (16) 668-673.

Machowska-Majchrzak A., y otros. (2007) *Kliniczna charakterystyka różnych postaci drżenia*. Revista Postępy Psychiatr Neurol., (14): 353-362.

Machowska-Majchrzak, A. y otros. (2007). *Analysis of selected parameters of tremor recorded by a biaxial accelerometer in patients with parkinsonian tremor, essential tremor and cerebellar tremor*. Revista Neurologia i neurochirurgia polska. (41), 241 – 250.

Marsden C, y otros (1969). *Variations in human physiological finger tremor, with particular reference to changes with age*. Revista Electroencephalography and clinical neurophysiology. (27): 169–178.

Marshall J (1961). *The effect of ageing upon physiological tremor*. Revista Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry. (24) 14–17.

Matsumoto JY, y otros (1999). *Three-dimensional measurement of essential tremor*. Revista Movement Disorders. (14): 288–294.

McAuley JH y otros (1997). *Frequency peaks of tremor muscle vibrations and electromyographic activity at 10Hz, 20Hz and 40Hz during human finger muscle contraction may reflect rhythmicities of central neural firing*. Revista Experimental Brain Research (114): 525-541.

Mobley, K. (1999). *Root cause failure analysis*. (1ª ed.). Estados Unidos: Newnes.

Olney D y otros. (2001). *Seleccionando el acelerómetro optimo para su aplicación* [On-line]. Disponible en: <http://archive.evaluationengineering.com/archive/articles/0501data.htm>

Omega Engineering (2008). *Introducción a los acelerómetros* [On-line]. Disponible en: <http://www.omega.com/prodinfo/accelerometers.html>

Omega.com (1998). *Transactions in measurements and control*. Putman publishing company y Omega press.

Patente de los Estados Unidos N° 7004026. Patentes Disponibles de la oficina de patentes de los estados unidos. [On-line]. Disponible en: <http://www.patentstorm.us/patents/7004026-description.html>

Petraccia, S. (2005). *Marcapasos adaptativos, técnicas de censado, implementación y tecnologías*. Seminario de Ingeniería Biomédica [On-line]. Disponible en: <http://www.nib.fmed.edu.uy/Seminario2005/monografias2005/Petraccia.pdf>

Pullman, SL y otros (1994). *Modulation of parkinson tremor by radial nerve palsy*. Revista Neurology. (44) 1861-1864.

Rautakorpi I y otros. (1982). *Essential Tremor in a Finnish population*. Acta Neurologica Scandinavica. (66) 58-67.

SAS Institute Inc (2001), *Proceedings of the Twenty-Sixth Annual SAS ® Users Group International Conference*. Cary, NC: SAS Institute Inc. Paper199-26

Sensormag. Sensors Magazine (2001) Acelerómetro térmico micro-maquinado. [On-line].  
Disponible en: <http://archives.sensormag.com/articles/0601/98/main.shtml#sidebar1>

Sensormag. Sensors Magazine (2004) Principio de los acelerómetros piezoeléctricos. [On-line].  
Disponible en: <http://www.sensormag.com/articles/0204/27/main.shtml>

Smith. S. (1997). *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. Estados Unidos: California Technical Publishing.

Sturman, M. y otros. (2005). *Effects of Aging on the Regularity of Physiological Tremor*. Revista Journal of Neurophysiology, (93) 3064-3074.

Takanokura, M. y Sakamoto, K. (2005). *Neuromuscular control of physiological tremor during elastic load*. Revista Medical science monitor. (11(4)) CR143-152.

Takanokura M, y otros (2002). *The origins of physiological tremor as deduced from immersions of the finger in various liquids*. Revista European journal of applied physiology, (88): 29–41

Taylor, J. (2003). *The Vibration Analysis Handbook*. (1ª ed.). Estados Unidos: VCI.

Timmer, J y otros (1996). *Quantitative analysis of tremor time series*. Electroencephalography and clinical neurophysiology. (101): 461–468.

Tokuomi H. y otros (1961). *Minamata disease*. Revista World Neurology. (2) 536-545.

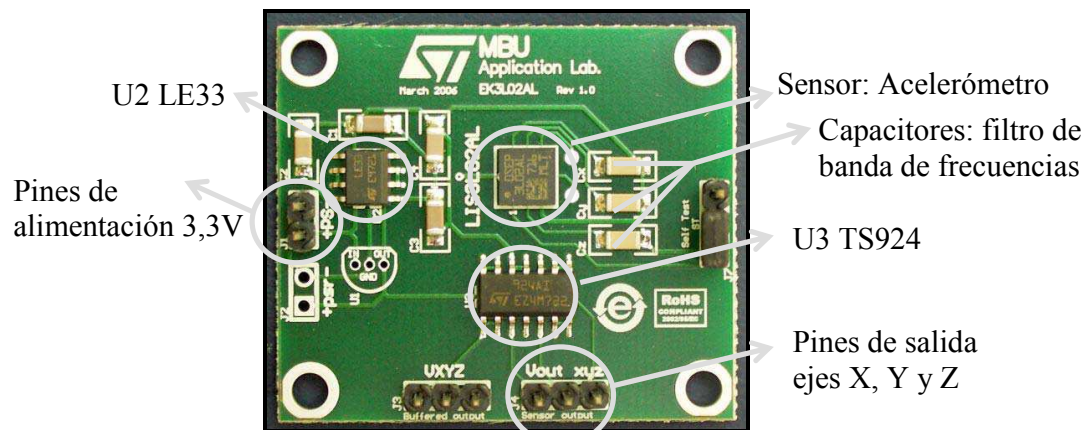
Trosch RL y Pullman SL (1994). *Botulinum toxin A in treatment of hand tremor*. Revista Movement Disorders. (9) 601-609.

Wade P, y otros (1982). *A normative study of postural tremor of the hand*. Revista Archives of Neurology (39): 358–362.

Yamanaga, H. (1983) *Quantitative Analysis of Tremor in Minamata Disease*. Revista The Tohoku journal of experimental medicine. (141) 13-22.

*ANEXOS*

---



**Figura A.1.** Fotografía de Tarjeta de Evaluación STEVAL-MKI002V1 y sus componentes. Dimensiones 35mm x 40mm.

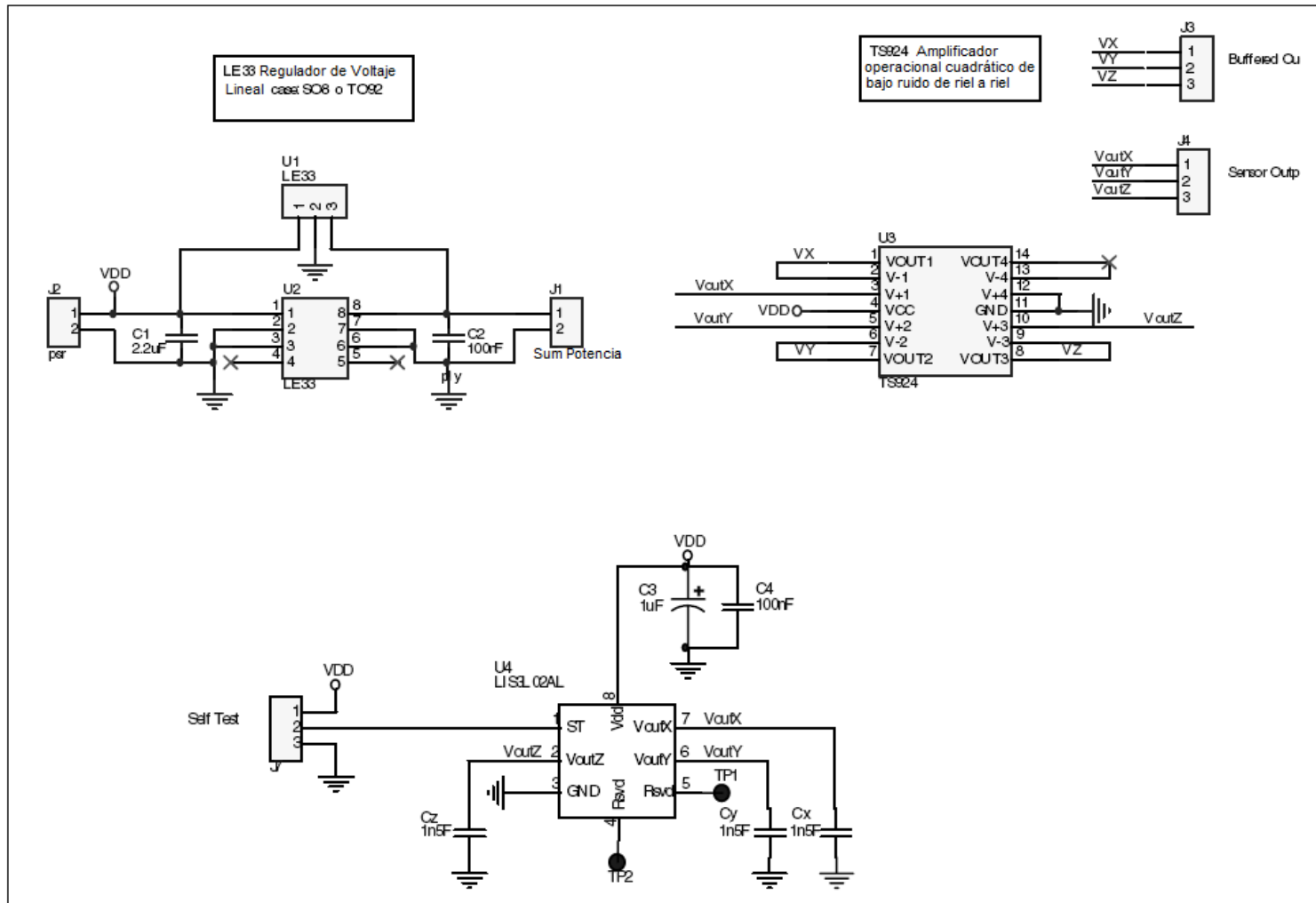


Figura A.2. Esquema eléctrico de componentes de la Tarjeta de Evaluación STEVAL – MKI002V1.

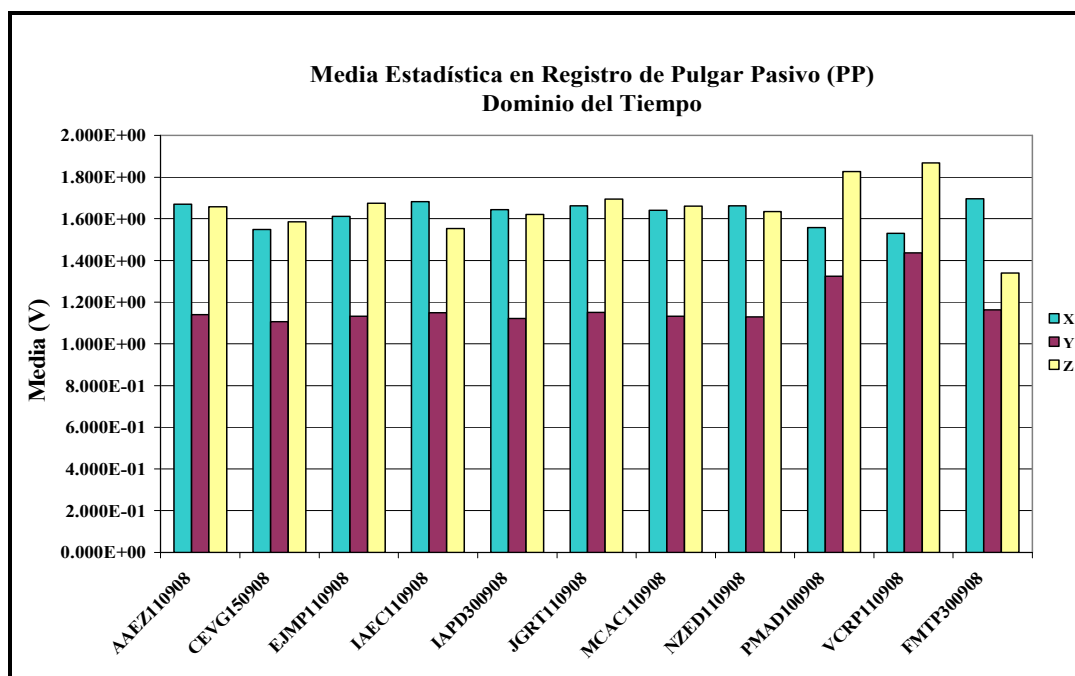


Figura A.3. Media en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo.

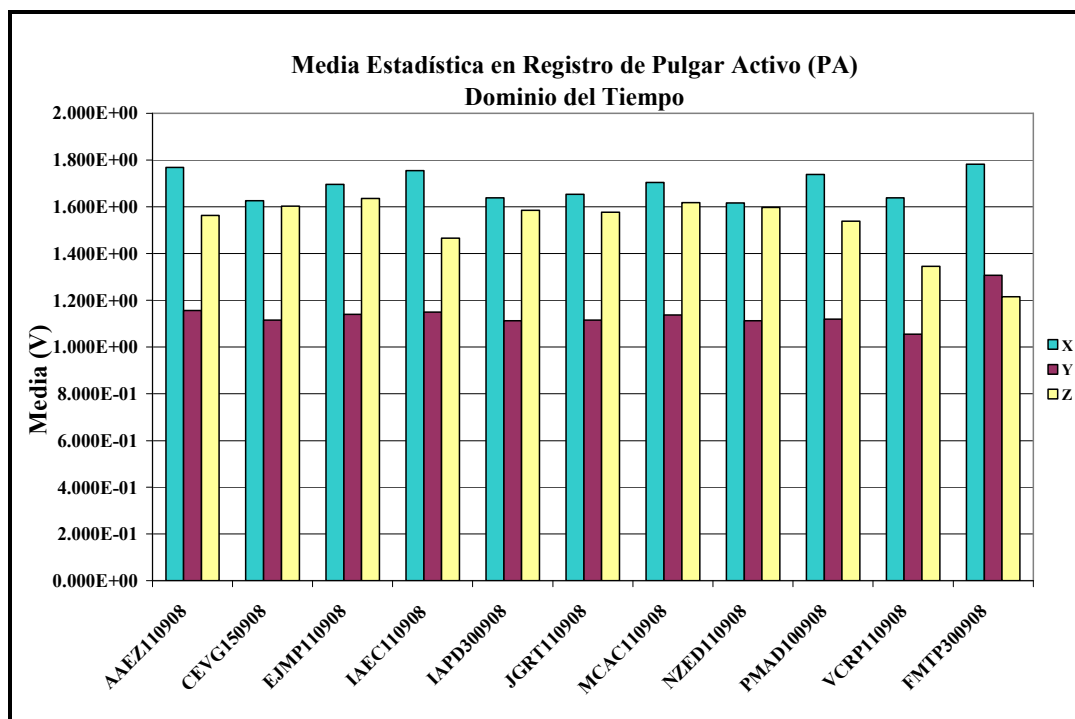


Figura A.4. Media en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo.

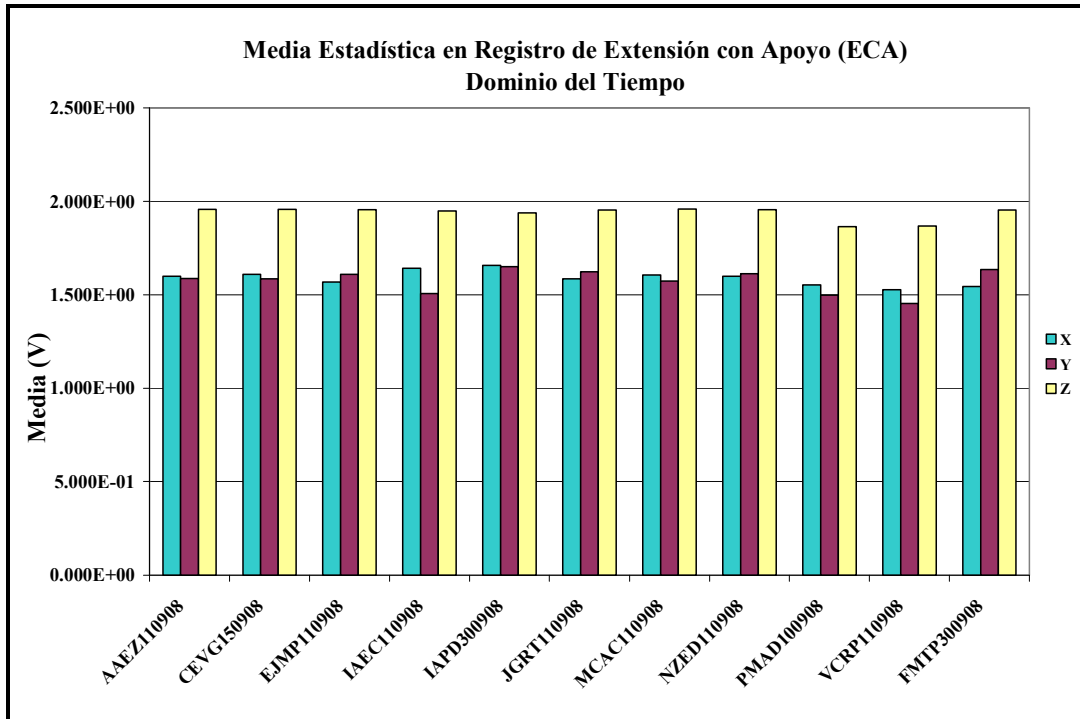


Figura A.5. Media en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo.

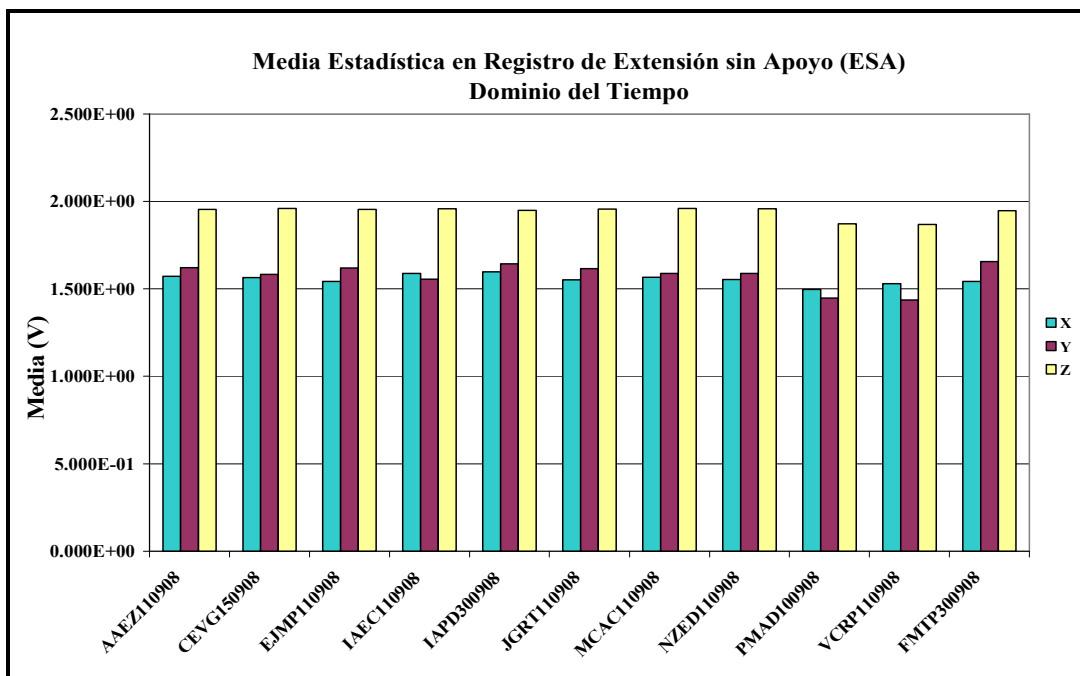


Figura A.6. Media en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo.

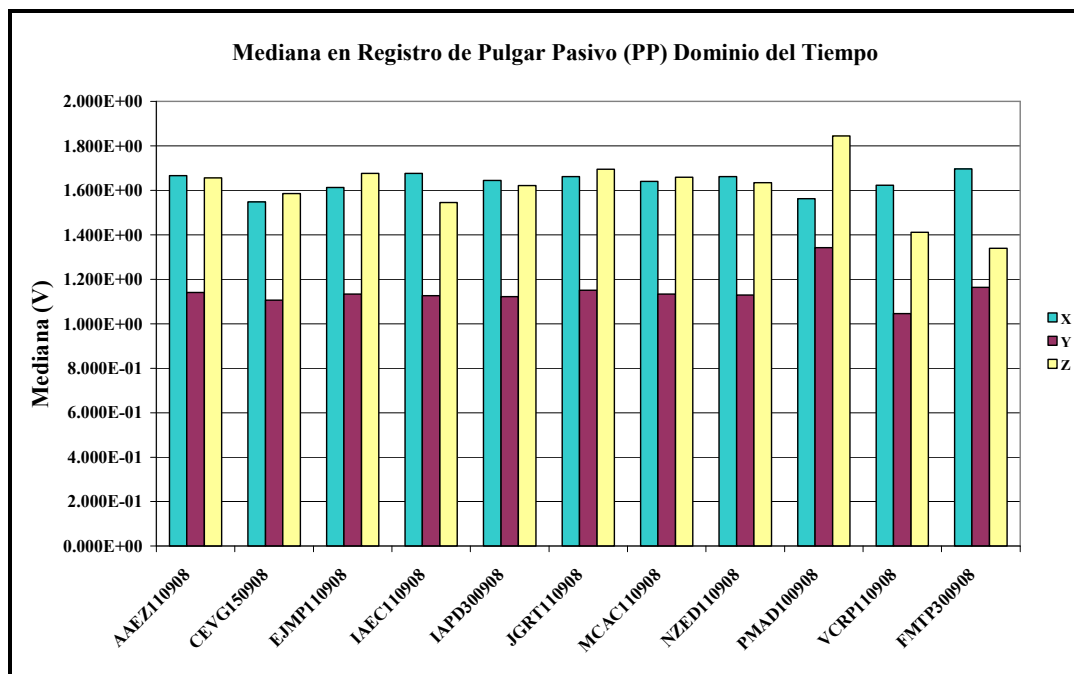


Figura A.7. Mediana en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo.

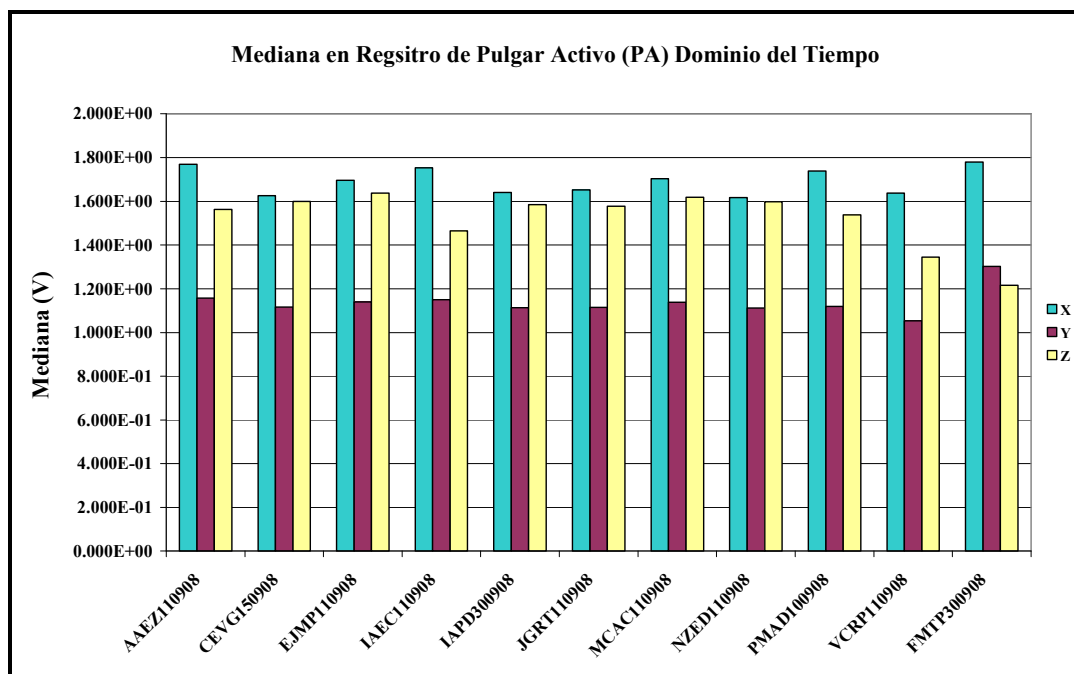


Figura A.8. Mediana en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo.

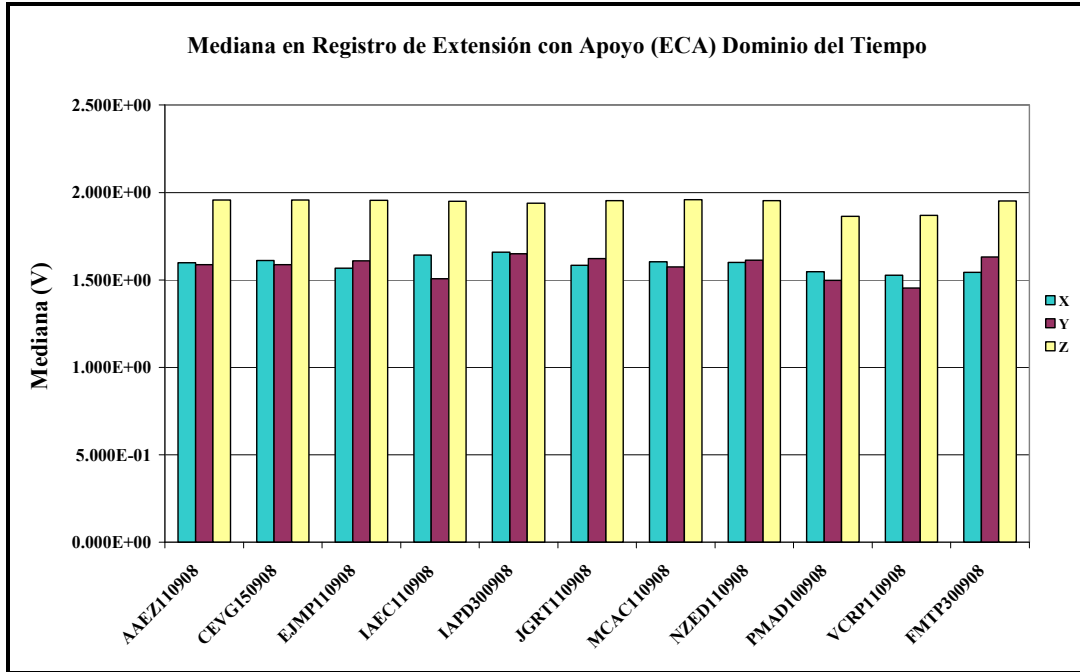


Figura A.9. Mediana en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo.

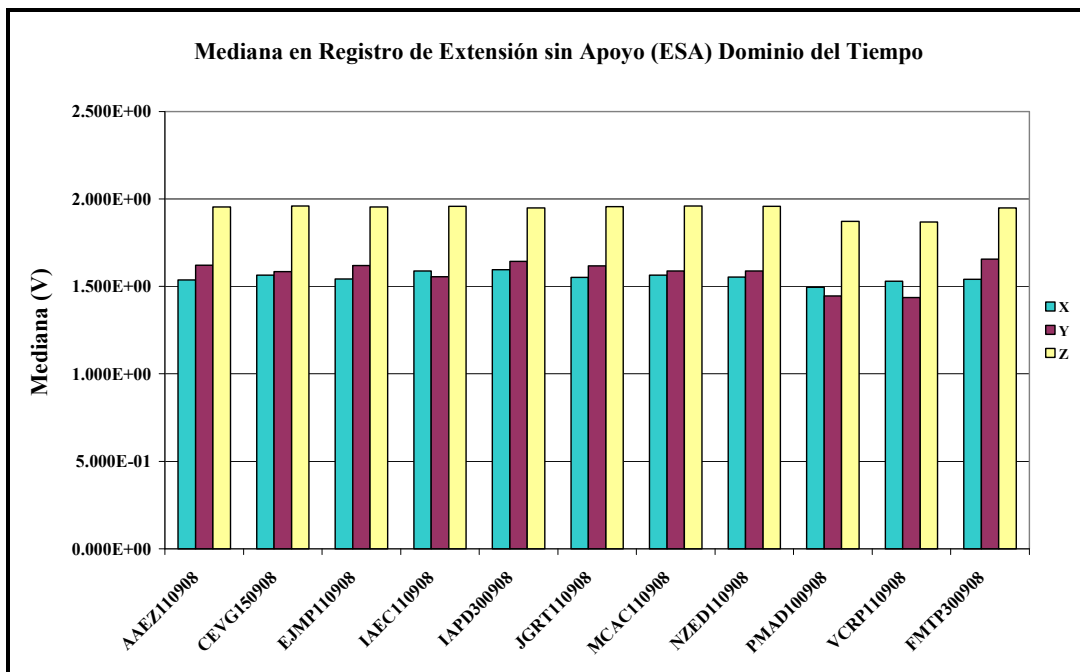


Figura A.10. Mediana en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo.

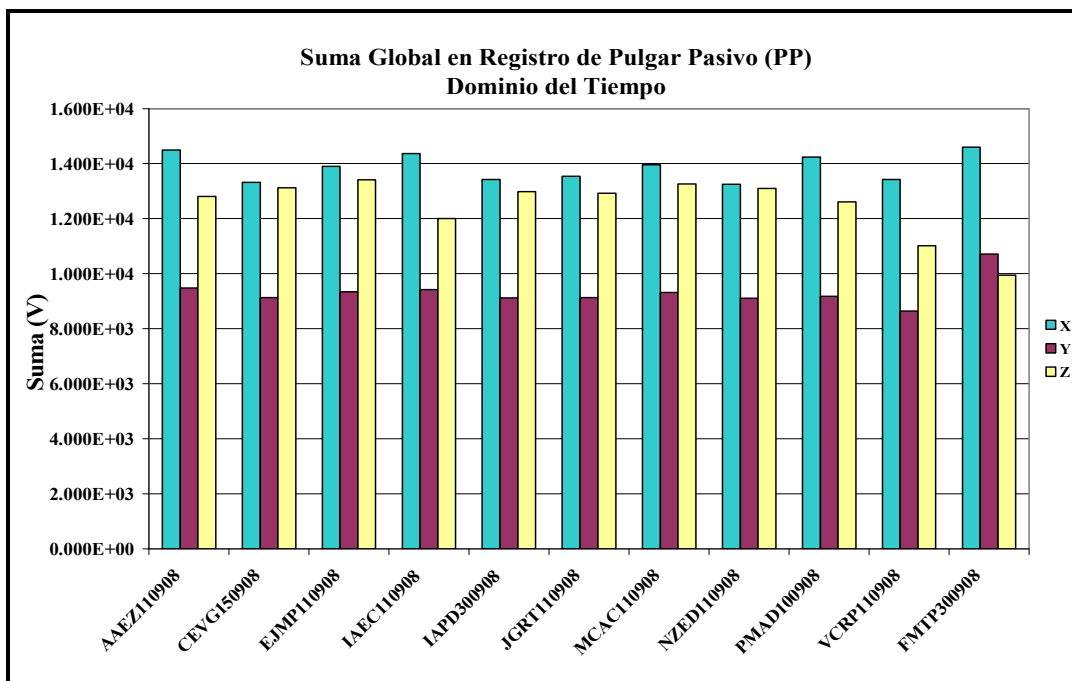


Figura A.11. Suma Global en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo.

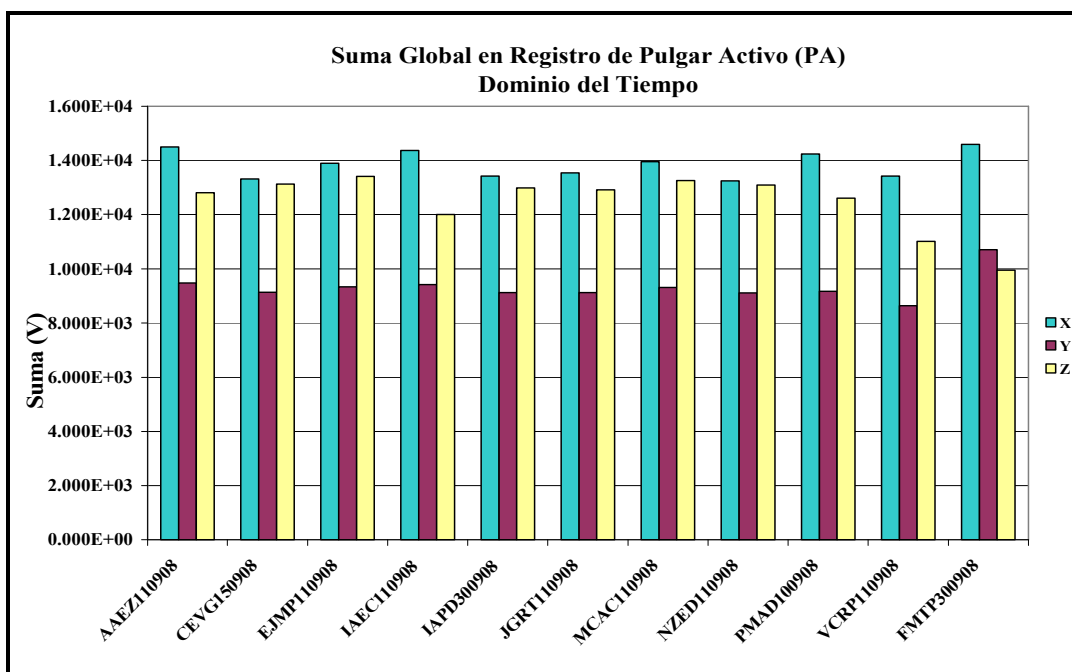


Figura A.12. Suma Global en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo.

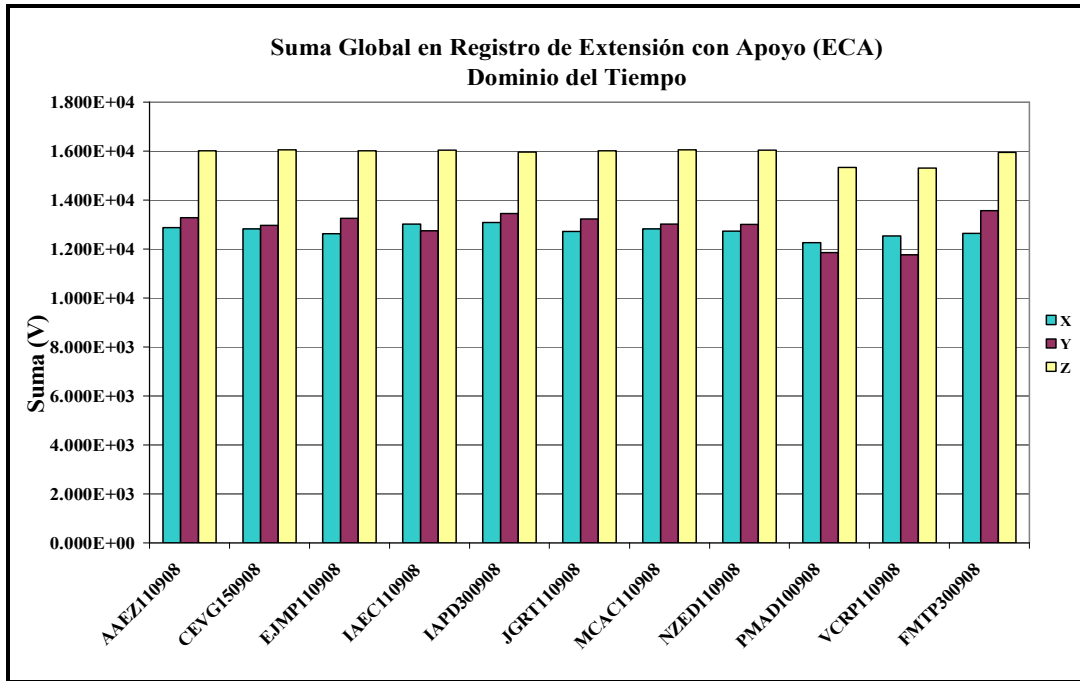


Figura A.13. Suma Global en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo.

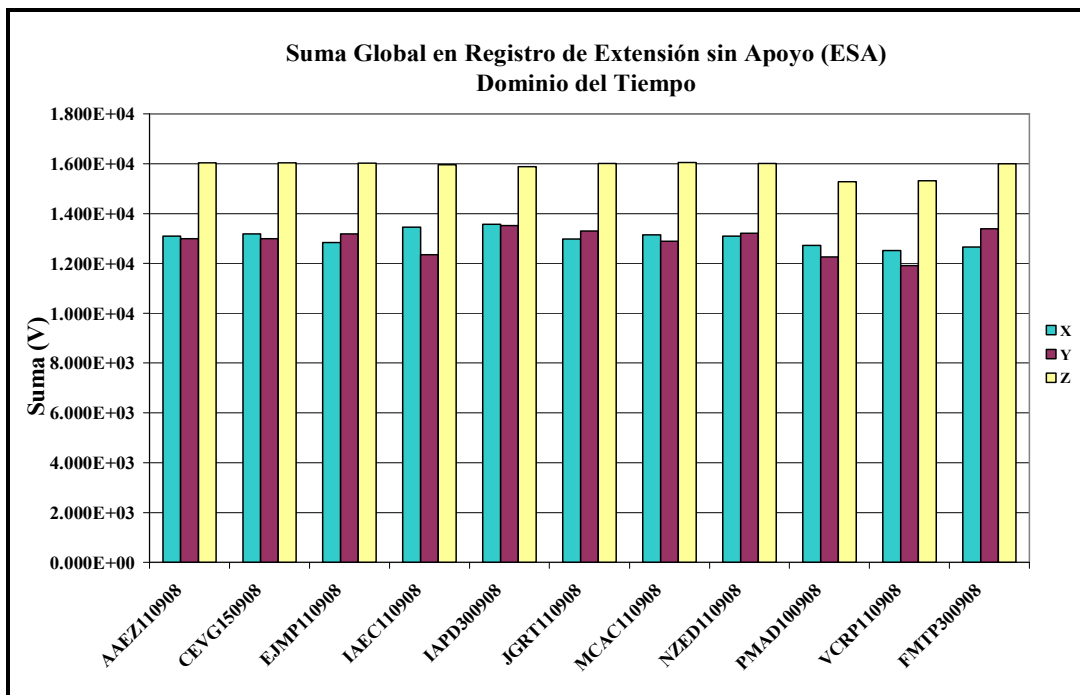


Figura A.14. Suma Global en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo.

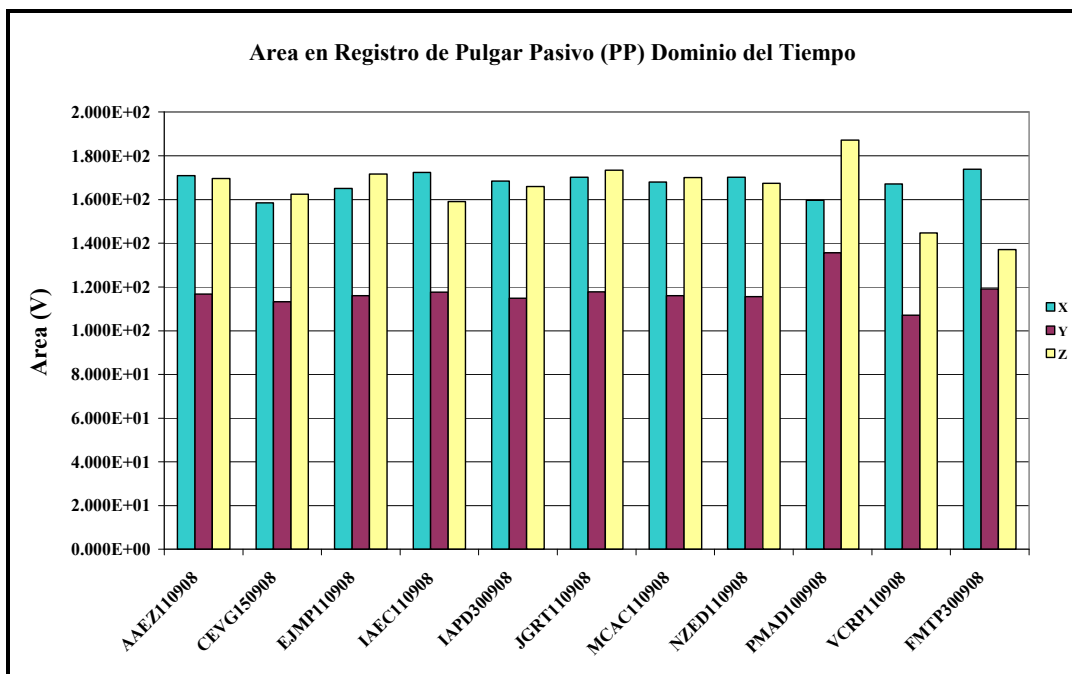


Figura A.15. Área en Registro de Pulgar Pasivo en el Dominio del Tiempo.

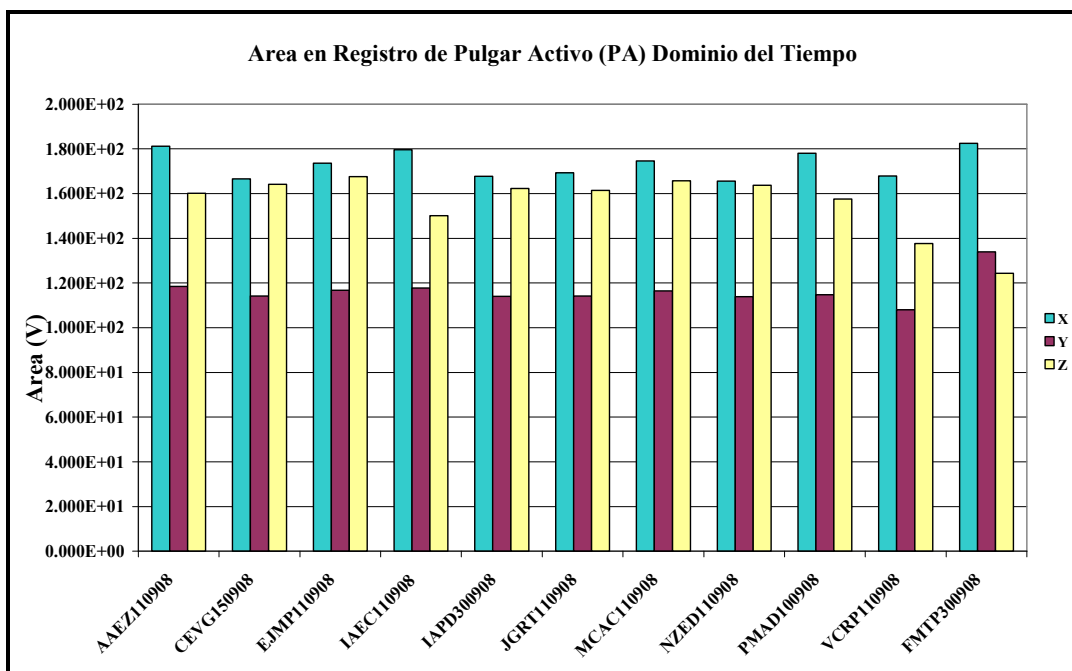


Figura A.16. Área en Registro de Pulgar Activo en el Dominio del Tiempo.

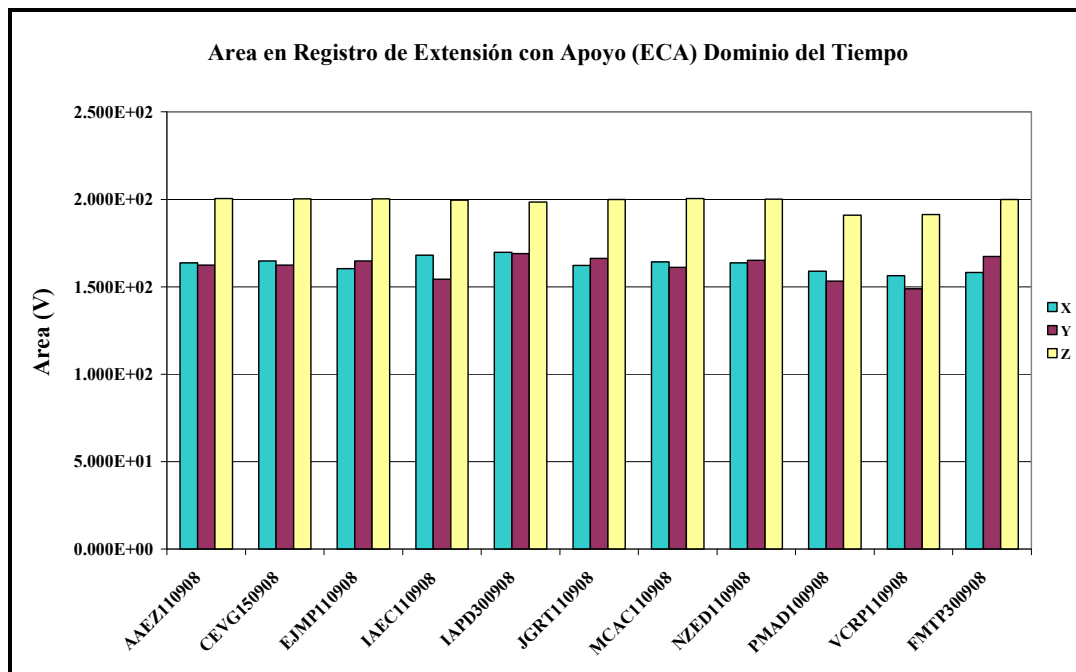


Figura A.17. Área en Registro de Extensión con Apoyo en el Dominio del Tiempo.

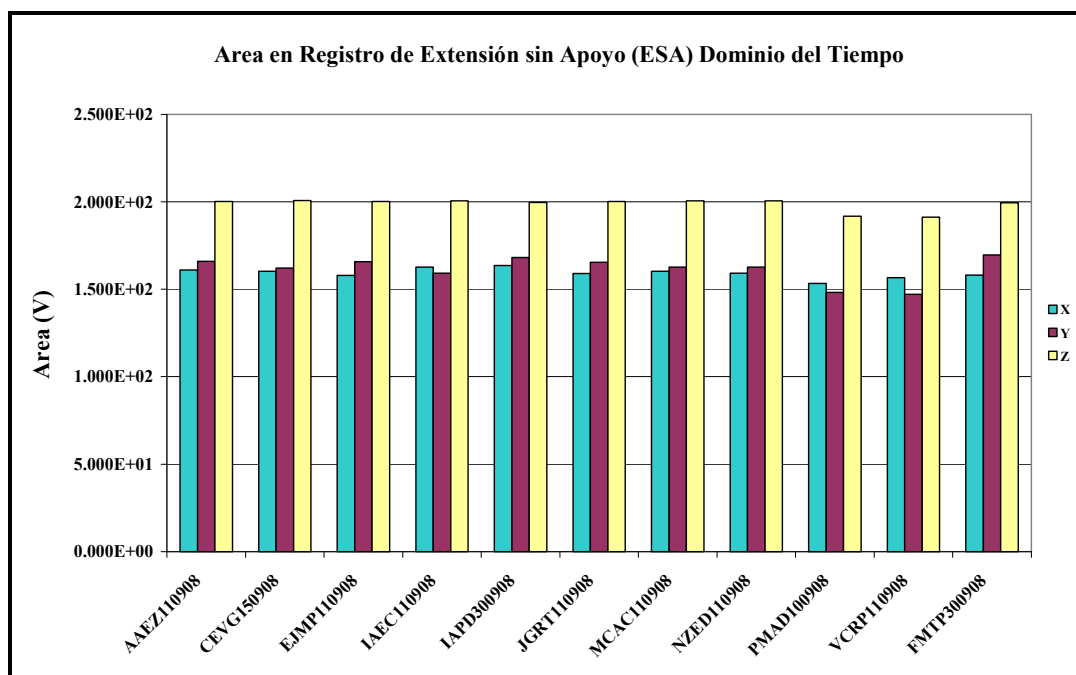


Figura A.18 Área en Registro de Extensión sin Apoyo en el Dominio del Tiempo.