



## Sistema de Adquisición y Caracterización de Temblor de la Enfermedad de Parkinson en Extremidades Superiores Mediante Acelerometría.

E. Gómez-Castro<sup>1</sup>, A. R. Mejía-Rodríguez<sup>1</sup>, G. Dorantes-Méndez<sup>1</sup>, I. Rodríguez-Leyva<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México

<sup>2</sup>Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México

**Resumen**— La Enfermedad de Parkinson (EP) es un desorden neurológico que involucra síntomas tanto motores, como no motores. Con la finalidad de evaluar la presencia de los síntomas motores se desarrolló un dispositivo capaz de registrar el movimiento en extremidades superiores mediante acelerometría de tres ejes, el cual se presenta en este trabajo. Además, se diseñó un protocolo clínico que fue realizado por sujetos sanos jóvenes (SJ), sanos adultos (SA) y pacientes con Parkinson (SP) para el análisis de sus señales de acelerometría. Los resultados encontrados sugieren que este dispositivo y protocolo podrían ayudar en el diagnóstico temprano y a determinar de forma rápida y sencilla la presencia de EP mediante la caracterización del temblor en extremidades superiores.

**Palabras clave**— Acelerometría, caracterización de temblor, Enfermedad de Parkinson.

### I. INTRODUCCIÓN

La Enfermedad de Parkinson (EP) es un trastorno neurodegenerativo causado por la pérdida de neuronas dopaminérgicas en la sustancia negra. Se caracteriza por síntomas motores y no motores, los primeros incluyen alteraciones como bradicinesia, rigidez y temblor en reposo [1]. Este último síntoma, se define como una oscilación rítmica e involuntaria que puede afectar a uno o varios segmentos del cuerpo y es la alteración más común del movimiento. Específicamente, el temblor parkinsoniano, es la manifestación inicial en el 50% de los pacientes con EP [2], y es un temblor con una frecuencia de oscilación entre los 3 y 7 Hz [3].

En el 2012, se tenía información de que la EP estaba diagnosticada en 4.1-4.6 millones de personas, y se ha estimado que para el año 2030 esa cifra será duplicada, lo que conducirá a un problema de salud pública derivando en un impacto económico con costos asociados a la atención, cuidados derivados de la enfermedad, y la pérdida de productividad de quien la padece [4]. En México, no se tienen cifras exactas de la cantidad de personas con EP, sin embargo existen estudios epidemiológicos llevados a cabo en hospitales de las ciudades de México, Guadalajara y Monterrey que corroboran la tendencia de crecimiento de la EP [4].

Lo anterior muestra la necesidad de trabajar en herramientas que permitan tener un diagnóstico certero de la enfermedad. Además, en la mayoría de las ocasiones, el escaso conocimiento de la enfermedad por parte de la población afectada, y la falta de habilidad del médico para realizar un diagnóstico correcto al primer contacto, conllevan

a un sobre-diagnóstico y a un sobre-tratamiento de las personas que acuden con una sintomatología motriz que pudiera no estar relacionada con la EP (temblor esencial, temblor fisiológico, temblor postural, entre otros) [3].

Como consecuencia, en los últimos años se han desarrollado dispositivos corporales basados en acelerometría que proveen valiosa información sobre el temblor de un sujeto con EP [5, 7]. Algunos de estos dispositivos realizan una monitorización durante 24 horas [5, 6]. Sin embargo, esto puede resultar demasiado invasivo para quien lo porta, además de que la complejidad de operación del sistema hace necesaria una capacitación adicional del médico y el paciente para su manejo [6].

Por esta razón, en este trabajo se propone un sistema de adquisición de señales de acelerometría junto con un protocolo clínico que puedan apoyar en el diagnóstico de la EP de forma rápida, accesible, de fácil aplicación y de suma utilidad para el médico que se enfrenta a este reto clínico.

### II. METODOLOGÍA

La metodología utilizada para el desarrollo e implementación del sistema presentado en este trabajo consta de las siguientes etapas: A. Desarrollo del dispositivo para adquisición de señales de acelerometría; B. Protocolo clínico propuesto; C. Procesamiento y análisis de las señales de acelerometría.

#### A. Desarrollo del dispositivo

##### i. Sensores de acelerometría

Los acelerómetros triaxiales utilizados basan su funcionamiento en la tecnología MEMS (Sistemas Micro Electro-Mecánicos, por sus siglas en inglés), por lo que son capaces de registrar información cinemática relevante cuando se colocan en una zona específica del cuerpo, como pueden ser las extremidades superiores [7]. En particular, en este trabajo se utilizaron acelerómetros (ACC) de la marca Bitalino, los cuales tienen un rango de  $\pm 3G$  con un ancho de banda de 0 a 50 Hz.

##### ii. Sistema de adquisición

Para la adquisición de las señales analógicas de acelerometría de tres ejes se utilizó una tarjeta de adquisición Bitalino, la cual trabaja con un microcontrolador ATmega328P que permite realizar adquisiciones simultáneas de hasta seis señales analógicas a frecuencias de muestreo de 1, 10, 100 y 1000 Hz. Adicionalmente se cuenta con un circuito de transmisión inalámbrica de datos vía bluetooth, el

cual se comunica con el software OpenSignals, que nos permite visualizar los datos en tiempo real y almacenar los datos en archivos de texto (.txt) o en Formato de Datos Jerárquico (HDF, por sus siglas en inglés). Es importante mencionar que para este trabajo, el software OpenSignals trabajo en una computadora con un procesador AMD A6 de 64 bits @2.7 GHz con 4 Gb de RAM.

### iii. Diseño e implementación

Para la implementación del dispositivo utilizado en este trabajo, se colocaron los bloques del microcontrolador, el circuito de alimentación, el modulo bluetooth y una batería recargable de Li-Po de 3.7 V a 130 mAh, dentro de una carcasa de acrílico de 18.0 x 37.0 x 20.0 mm. Adicionalmente, se agregaron dos conectores DB9 en la carcasa para poder realizar la conexión y desconexión rápida de los ACC, los cuales están acoplados a cables 28 AWG de 1 m de largo. La versión final del dispositivo se muestra en la Fig. 1 a), en donde es posible apreciar que las dimensiones pequeñas facilitan la portabilidad del dispositivo; en la Fig. 1 b) se aprecia el ACC colocado sobre el dorso del dedo índice con la ayuda de un guante; y en la Fig. 1 c) es posible apreciar la colocación del mismo en un voluntario utilizando unas bandas de velcro en el pecho y guantes que permiten sujetar los ACC en las puntas de los dedos índice de cada mano.



Fig. 1. a) Versión final del dispositivo, b) Colocación del ACC, c) Dispositivo final colocado en un sujeto de prueba.

### B. Protocolo clínico experimental

El protocolo experimental para la adquisición de señales de acelerometría fue diseñado para detectar movimientos ajenos a los establecidos en el protocolo, y de esta forma evaluar la presencia de temblor relacionado con la EP. El protocolo tiene una duración de 6 min y 20 s, y consta de las siguientes etapas:

1. *Control (C)*. Etapa de reposo en la que el sujeto permanece sentado, con las palmas de las manos hacia abajo y descansando sobre los muslos, durante un minuto.

2. *Estrés Mental (EM)*. Durante esta etapa se le pidió al sujeto que respondiera en voz alta una serie de operaciones matemáticas (secuencia decreciente con factor de siete) durante un lapso de 30 s; la maniobra se realizó en la misma posición que en la etapa de control.
3. *Brazo Derecho Extendido (BDE)*. Estiramiento del brazo derecho hasta formar un ángulo de 90° con la palma de la mano hacia abajo; esta posición se mantiene durante 30 s.
4. *Dedo-Nariz brazo Derecho (DND)*. El sujeto pasa de la posición de brazo estirado a tocar la punta de su nariz con el dedo índice alternadamente durante 30 s a una frecuencia de 1.5 Hz.
5. *Ejercicio dedo Índice brazo Derecho (EID)*. En esta etapa se le pidió conservar la posición de brazo derecho extendido mientras realiza con su dedo índice un movimiento de flexión y extensión, tocando repetidamente las puntas de sus dedos índice y pulgar a una frecuencia de 4 Hz durante un periodo de 30 s.
6. *Brazo Izquierdo Extendido (BIE)*. El sujeto realiza la misma acción que en la etapa tres, pero con el brazo izquierdo, durante 30 s.
7. *Dedo-Nariz brazo Izquierdo (DNI)*. El sujeto realiza la misma acción que en la etapa cuatro, pero con el brazo izquierdo, durante 30 s.
8. *Ejercicio dedo Índice brazo Izquierdo (EII)*. El sujeto realiza la misma acción que en la etapa cinco, pero con el brazo izquierdo, durante 30 s.
9. *Recuperación*. El sujeto regresa a la posición de la etapa de control para un periodo de recuperación de un minuto.

Es importante mencionar que entre cada etapa del protocolo se tenía un periodo de relajación muscular de 20 s en la posición de control. El protocolo experimental fue aplicado a un total de 30 personas, divididas en las siguientes poblaciones:

- 10 sujetos diagnosticados con Enfermedad de Parkinson (SP), 5 mujeres y 5 hombres, con edad de  $70.1 \pm 14.7$  años y un tiempo promedio de diagnóstico de  $5.5 \pm 5.83$  años.
- 10 sujetos sanos adultos (SA), 8 mujeres y 2 hombres, con edad de  $60.9 \pm 15.7$  años.
- 10 sujetos sanos jóvenes (SJ), 5 mujeres y 5 hombres con edad de  $23.3 \pm 1.4$  años.

Estas poblaciones fueron elegidas con la finalidad de poder estudiar y comparar las señales de acelerometría en presencia de temblor parkinsoniano (SP), temblor postural (común en personas de la tercera edad, SA) [3], o ausencia de temblor (SJ). Cabe mencionar que la adquisición de las señales de acelerometría se realizó a una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

### C. Procesamiento y análisis de las señales de acelerometría.

Para el análisis del temblor en cada población, todas las señales fueron segmentadas en las diferentes etapas del protocolo. Una vez separadas las señales, y considerando que el Rango de Frecuencias de Interés (RFI) del temblor de la EP está entre 3 y 7 Hz [3], se aplicó un proceso de filtrado (filtro pasa altas Butterworth de 6to orden) para eliminar posibles artefactos por debajo de 1 Hz. Posteriormente, a cada señal se le calculó su espectro de potencia (P) mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT) y con el P resultante se estimó el Área Bajo la Curva (ABC) en el RFI con la finalidad de tener un estimado de la actividad de las extremidades superiores en ese rango de frecuencias; ABC se obtuvo mediante el método trapezoidal:

$$ABC = \frac{b-a}{2N} \sum_{x=1}^N P(x_n) + P(x_{n+1}) \quad (1)$$

Donde  $\frac{b-a}{2N}$  representan la distancia equidistante existente entre cada uno de los puntos del espectro en el RFI;  $N$  es el total de datos de P en el RFI, y  $P(x_n)$  y  $P(x_{n+1})$  representan cada uno de los valores del espectro.

Adicionalmente, se estimó el valor de la Frecuencia Máxima (FM) de la FFT en el rango de frecuencias de 0 a 20 Hz, y su correspondiente valor de Amplitud de Frecuencia Máxima (AFM). Para estos índices se consideró un rango de frecuencias más amplio pensando en incluir diferentes tipos de temblores adicionales al de la EP, como son temblor fisiológico (8 a 12 Hz), ortostático (13 a 18 Hz) y esencial (4 a 12 Hz) [3]. Estos indicadores brindan información acerca de la frecuencia máxima de oscilación y amplitud de los movimientos involuntarios (temblor) en las extremidades superiores.

Finalmente, se realizó una comparación estadística de los índices de ABC y AFM calculados entre las poblaciones en cada etapa del protocolo, mediante una prueba de Wilcoxon de muestras independientes (previa determinación de que los datos son no paramétricos utilizando la prueba Lilliefors); para todos los casos se consideró un valor de significancia  $p < 0.05$ .

### III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Inicialmente se calculó el promedio de los tres ejes del ACC en todas las etapas del protocolo para cada sujeto en cada población. Los datos presentados en las Tablas I y II representan la Media  $\pm$  Desviación Estándar (DE) de los diez sujetos de cada población en los respectivos índices estudiados en este trabajo. En la Tabla I se muestran los resultados de ABC para ambos brazos, en donde es posible apreciar que las maniobras EM, BDE y BIE tienen comportamientos semejantes a los valores encontrados en C (alrededor de 70 G<sup>2</sup>) por lo que no se encontraron cambios significativos, con excepción de BDE entre SJ y SA. Por otro lado, las maniobras que presentan mayores cambios respecto de C son DND y EID cuando las maniobras se realizan con el brazo derecho, y DNI y EII con el brazo izquierdo, lo cual era un resultado esperado. Sin embargo, en DND y DNI es

posible apreciar diferencias entre las poblaciones en términos del valor de ABC, para la extremidad en movimiento, mostrando una disminución en la actividad de las poblaciones en el siguiente orden SJ > SA > SP. En contraparte, la actividad de la extremidad en relajación se incrementa para SP con respecto a las otras poblaciones. Lo que pudiera ser indicativo de la presencia de los síntomas motores de temblor parkinsoniano. Adicionalmente, las poblaciones de sujetos sanos no presentan cambios significativos en la extremidad en relajación en estas maniobras.

En la Tabla II se muestran los resultados de FM y AFM para ambos brazos, en donde se encontraron cambios significativos entre SJ y SP para BDE, así como para BIE entre SP y las otras dos poblaciones, a pesar de que estas maniobras tienen valores similares a los de C (alrededor de 3.5 G<sup>2</sup>). Por otra parte, las maniobras que presentan cambios mayores respecto de C son de nuevo DND, EID, DNI y EII; como consecuencia de los movimientos voluntarios presentes en cada una de estas etapas. Para este índice se pueden apreciar diferencias significativas de SJ contra SA y SP en DNI, y de SP contra SJ y SA en EID. Finalmente, para la extremidad en estado de relajación durante las maniobras se puede apreciar de nuevo la tendencia de valores mayores para SP con respecto a las demás poblaciones, sin embargo no se encontraron diferencias significativas. Es importante mencionar que los valores de FM en todas las poblaciones estuvieron en la mayoría de los casos cercanos a 1Hz, con excepción de EID y EII, en donde el valor de FM es cercano a la frecuencia a la que se realizó la maniobra; este resultado no era esperado, por lo que se considera que FM y AFM no sean los índices más apropiados para diferenciar entre poblaciones estudiadas, y en un futuro se deberá de analizar otros estadísticos, como la frecuencia central, que posiblemente sean más representativos de cada población.

### IV. CONCLUSIÓN

En este trabajo se presentó el diseño e implementación de un sistema portátil para la adquisición de señales de acelerometría triaxial en ambos brazos de forma simultánea, en conjunto con un protocolo clínico de corta duración y fácil de realizar que puede ser utilizado para obtener información relacionada con el temblor de la EP. Adicionalmente, el análisis espectral de las señales de acelerometría en las maniobras del protocolo mostró ser capaz de diferenciar entre las distintas poblaciones estudiadas, principalmente los resultados encontrados en ABC. Estos resultados podrían proporcionar información útil para el médico en apoyo del diagnóstico de personas que padecen esta enfermedad. Como perspectiva de éste trabajo se espera poder analizar poblaciones más grandes y con un nivel específico de desarrollo de la enfermedad o diferentes tipos de temblor, lo que pudiera ayudar a discriminar entre distintas enfermedades. Además, realizar una actualización en cuanto al hardware, optimizando su funcionalidad y portabilidad, así como en términos del análisis de las señales de acelerometría.

BIBLIOGRAFIA

- [1] H. Morales-Briceño, A. Cervantes-Arriaga, M. Rodríguez-Violante, "Diagnóstico premotor de la enfermedad de Parkinson", *Gaceta Médica de México*, pp. 22-32, 2011.
- [2] W.C. Koller. "Tremor disorders of aging: Diagnosis and management", *Geriatrics*, pp. 33-37, 1989.
- [3] M. del C. Ojeda López, F. Rodríguez Weber, L. E. Amaya Sánchez, "Diagnóstico diferencial del temblor", *Medigraphic*, vol. 7, pp. 143-147, 2009.
- [4] A. Cervantes-Arriaga, M. Rodríguez-Violante, et al. "Caracterización de la enfermedad de Parkinson en México: estudio ReMePARK", *Gaceta Médica de México*, pp. 497-501, 2013.
- [5] R. LeMoyné, "Wearable and wireless accelerometer systems for monitoring Parkinson's disease patients-A perspective review", *Advances in Parkinson's Disease*, vol. 2, no. 4, pp. 113-115, 2013.
- [6] R. LeMoyné, T. Mastroianni, W. Grundfest, "Wireless accelerometer configuration for monitoring Parkinson's disease hand tremor", *Advances in Parkinson's Disease*, vol. 2, no. 2 pp. 62-67, 2013.
- [7] G. Dorantes-Méndez, A. R. Mejía-Rodríguez, et al. "Monitor corporal de señales fisiológicas en aplicaciones aeroespaciales y clínicas", Primer congreso mexicano de medicina espacial "Dr. Ramiro Iglesias Leal", San Luis Potosí, S.L.P, Agosto 2015.

TABLA I

ÁREA BAJO LA CURVA (ABC) DE AMBAS EXTREMIDADES PARA LAS TRES POBLACIONES DURANTE LAS DIFERENTES ETAPAS DEL PROTOCOLO DE PRUEBA.

	ABC (G <sup>2</sup> )					
	Brazo Derecho			Brazo Izquierdo		
	SJ	SS	SP	SJ	SS	SP
<b>C</b>	70.0±3.8	68.9±3.1	68.7±4.5	70.3±3.5	69.5±4.1	68.2±5.5
<b>EM</b>	69.9±3.8	69.1±3.2	69.8±5.5	73.1±9.5	72.5±10.4	70.3±9.4
<b>BDE</b>	73.5±3.8 *	77.1±3.3	76.6±8.5	69.9±4.2	69.9±4.4	70.4±8.9
<b>DND</b>	255.1±95.6 *	181.0±49.5	167.0±67.9	74.0±6.2	72.9±5.1	90.7±64.3
<b>EID</b>	176.7±67.3	185.4±74.4	210.9±87.2	70.3±5.4	70.4±5.2	101.0±98.0
<b>BIE</b>	69.3±3.1	70.8±4.8	74.5±21.8	72.5±2.3	72.9±2.6	72.0±4.1
<b>DNI</b>	69.5±3.6	70.1±4.1	117.2±143.4	294.4±86.9* *	230.8±66.5	170.0±83.5
<b>EII</b>	68.7±3.3* *	75.1±3.0	94.3±80.1	190.5±72.8	222.7±97.4	207.0±59.6

Los valores se presentan como Media ± DE. + Diferencias significativas de SJ con respecto a SA. × Diferencias significativas de SA con respecto a SP.

\*Diferencias significativas de SJ con respecto a SP. Para todos los casos se consideran valores de p< 0.05.

TABLA II

FRECUENCIA MÁXIMA (FM) Y AMPLITUD DE FRECUENCIA MÁXIMA (AFM) DE AMBAS EXTREMIDADES PARA LAS TRES POBLACIONES DURANTE LAS DIFERENTES ETAPAS DEL PROTOCOLO DE PRUEBA.

	Brazo derecho						Brazo izquierdo					
	SJ		SS		SP		SJ		SS		SP	
	AFM	FM	AFM	FM	AFM	FM	AFM	FM	AFM	FM	AFM	FM
	G <sup>2</sup>	Hz	G <sup>2</sup>	Hz	G <sup>2</sup>	Hz	G <sup>2</sup>	Hz	G <sup>2</sup>	Hz	G <sup>2</sup>	Hz
<b>C</b>	3.2±0.1	1.1	3.2±0.1	1.1	3.7±1.3	0.9	3.2±0.1	1.1	3.2±0.1	1.1	3.2±0.4	1.1
<b>EM</b>	3.2±0.2	1.1	3.3±0.3	1.2	3.5±1.3	1.4	3.5±0.7	1.0	3.4±0.7	1.2	3.5±1.0	1.1
<b>BDE</b>	3.5±0.2 *	1.1	4.2±1.4	1.1	4.5±1.8	1.2	3.2±0.3	1.0	3.7±1.3	1.1	3.2±0.3	1.1
<b>DND</b>	51.9±22.4* *	1.8	29.1±22.3	1.4	20.4±15.4	1.7	3.3±0.6	1.5	3.4±0.5	1.0	6.2±9.1	1.2
<b>EID</b>	14.0±7.5	4.4	11.9±9.8	4.1	10.9±5.7	4.6	3.3±0.4	1.1	3.3±0.5	0.9	5.3±6.9	1.4
<b>BIE</b>	3.5±0.8	0.9	3.3±0.4	1.0	3.4±0.7	1.2	3.4±0.3* *	1.0	3.4±0.2	1.1	3.2±0.1	1.1
<b>DNI</b>	3.4±0.3	0.9	3.4±0.6	0.9	6.2±7.7	1.6	55.9±21.4* *	1.8	35.0±20.7	1.3	23.8±21.0	1.7
<b>EII</b>	4.1±2.1	0.9	3.7±1.2	0.9	8.2±15.1	1.5	13.4±8.3	5.3	12.3±6.6	4.7	11.3±5.7	4.2

Los valores de AFM se presentan como Media ± DE. + Diferencias significativas de SJ con respecto a SA. × Diferencias significativas de SA con respecto a SP.

\*Diferencias significativas de SJ con respecto a SP. Para todos los casos se consideran valores de p< 0.05.