



Ingenius. Revista de Ciencia y
Tecnología
ISSN: 1390-650X
revistaingenius@ups.edu.ec
Universidad Politécnica Salesiana
Ecuador

Argüello, Geovanny; Vaca, David; Santibáñez, Rocío; Loayza, Francis
Diseño, construcción y evaluación de dispositivos de estimulación periférica en
extremidades inferiores, para ayuda a pacientes de parkinson con problemas de
congelamiento de la marcha
Ingenius. Revista de Ciencia y Tecnología, núm. 13, enero-junio, 2015, pp. 44-53
Universidad Politécnica Salesiana
Cuenca, Ecuador

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=505554819007>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y EVALUACIÓN DE DISPOSITIVOS DE ESTIMULACIÓN PERIFÉRICA EN EXTREMIDADES INFERIORES, PARA AYUDA A PACIENTES DE PÁRKINSON CON PROBLEMAS DE CONGELAMIENTO DE LA MARCHA

Geovanny Argüello¹, David Vaca², Rocío Santibáñez³ y Francis Loayza^{4,*}

Resumen

La enfermedad de Parkinson (EP) es un trastorno progresivo neurodegenerativo, cuyo impacto principal radica en la pérdida de la habilidad motora incluyendo temblores, rigidez, desequilibrio y congelamiento de la marcha (FOG de sus siglas en inglés). Los eventos de FOG se inician de manera repentina y consisten en una detención parcial o total de la marcha durante períodos cortos de tiempo, presentándose cuando el paciente atraviesa lugares estrechos o sobre obstáculos, afectando su forma de caminar y provocando incluso caídas y fracturas. En este documento se presenta el diseño, implementación y evaluación de un dispositivo electrónico de estimulación periférica que a través de estímulos vibratorios durante la marcha ayuda a este tipo de pacientes a reducir significativamente los episodios de FOG y mejorar su cadencia. Adicionalmente, el sistema registra parámetros como aceleración en los ejes horizontal y vertical, así como distribución de presión en cuatro puntos específicos de la planta de los pies para un análisis *a posteriori* de la fisiología de la marcha.

Abstract

Parkinson's disease (PD) is a neurodegenerative progressive disorder, whose main impact is the loss of motor skills including tremors, rigidity, postural instability and Freezing Of Gait (FOG for its acronym in English). FOG events begin suddenly and consist of a partial or total block walking for short periods of time, occurring when the patient goes through narrow places or obstacles affecting the gait and even causing falls and fractures. This paper describes the design, implementation and evaluation of an electronic device for peripheral stimulation that through vibratory stimuli during walking, helps these patients to significantly reduce episodes of FOG, also improving the cadence. Additionally the system records parameters such as acceleration in the horizontal and vertical axes, and pressure distribution in four specific points on the soles of the feet for further analysis of the physiology of gait.

^{1,2}Laboratorio de Neuroimagen y Bioingeniería, Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación, ESPOL, Guayaquil, Ecuador.

³Unidad de Neurología, Hospital Teodoro Maldonado Carbo, Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS) Guayaquil, Ecuador.

⁴Laboratorio de Neuroimagen y Bioingeniería, Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, ESPOL, Guayaquil, Ecuador. Autor para correspondencia ✉: floayza@espol.edu.ec

Recibido: 26-02-2015, aprobado tras revisión: 01-06-2015

Forma sugerida de citación: Argüello, G.; Vaca, D.; Santibáñez, R.; Loayza, F. (2015). "Diseño, construcción y evaluación de dispositivos de estimulación periférica en extremidades inferiores, para ayuda a pacientes de parkinson con problemas de congelamiento de la marcha". INGENIUS. N.º 13, (Enero-Junio). pp. 44-53. ISSN: 1390-650X.

Este dispositivo fue probado en siete pacientes con EP, de los cuales dos presentaron episodios de FOG; y donde el análisis de series temporales y de frecuencia de los datos recopilados mostró ser un sistema efectivo como terapia en el congelamiento de la marcha, reduciendo hasta un 75% los episodios de FOG y mejorando significativamente la homogeneidad de la marcha.

Palabras clave: Parkinson, congelamiento de la marcha, estimulación vibrotáctil, Arduino.

This device was tested in seven PD patients, two of whom had episodes of FOG; and where the analysis of time series and frequency of data collection system was shown to be an effective therapy for the freezing of gait, reducing up to 75% FOG episodes and significantly improving the homogeneity of the gait.

Keywords: Parkinson, freezing of gait, vibrotactile stimulation, Arduino.

1. Introducción

Según la Organización Mundial de la Salud, en el año 2007 los trastornos neurológicos tales como la epilepsia, la enfermedad de Alzheimer y dolores crónicos de cabeza, afectan a alrededor de mil millones de personas en el mundo [1]. Para el año 2004 la enfermedad de Parkinson (EP) afectaba a alrededor de 6.3 millones de personas [2].

La EP es un desorden progresivo neurodegenerativo, cuyo impacto principal radica en la pérdida de la habilidad motora incluyendo temblor, rigidez, desequilibrio y congelamiento de la marcha FOG (del inglés) [3]; este último consiste en episodios transitorios y repentinos de varios segundos de detención de la marcha normal. Estos eventos se presentan al intentar iniciar o continuar la marcha ante restricciones ambientales que exijan al paciente cambios de velocidad, patrón o sentidos de paso, obstáculos, o al caminar en espacios cerrados, llegando hasta el extremo de detenerse por completo con un alto riesgo de sufrir caídas y fracturas [4], este síntoma es uno de los más comunes en etapas avanzadas de la enfermedad. Estos eventos se inician de manera repentina donde el paciente con EP se siente incapaz de iniciar o continuar la caminata [5].

Por otro lado, considerando que la depleción dopaminérgica producida por la muerte de las neuronas de la sustancia negra cerebral, afecta directamente a los ganglios basales, que son centros de control y procesamiento motor, y que además, las vías de percepción y procesamiento somestésico no están afectadas por la depleción dopaminérgica, la hipótesis que se plantea en este estudio consiste en utilizar la vía somestésica a través de la estimulación táctil para brindar información adicional al cerebro para ayudar al procesamiento y control motor que son deficientes en la EP.

Existen estudios que presentan métodos para ayudar a los pacientes a salir del estado de FOG o evitarlo, como el uso de una luz láser para proyectar en el piso el siguiente paso [6] o estimulaciones auditivas que a través de un ritmo, marcan la cadencia de la marcha [7], sin embargo, influyen en la concentración del paciente. Por otro lado, se ha encontrado una relación entre la disminución de episodios de FOG y estimulaciones en áreas sensibles del cuerpo [8], por lo que se espera que el individuo con EP pueda disponer de una mayor cantidad de estímulos que ayuden al procesamiento motor.

Por tanto, este trabajo tiene como objetivo el desarrollo de dispositivos electrónicos de estimulación vibrotáctil para ser gestionados por el propio paciente durante episodios de FOG, el dispositivo propuesto será un par de zapatos con un control electrónico y sensores y registro de movimientos.

2. Materiales y métodos

2.1. Arquitectura

Se dividió el sistema completo en seis bloques: el bloque de captura de datos, por medio de cuatro sensores de fuerza y un acelerómetro, los cuales tomarán información relativa a la distribución de presión en la planta de los pies y la medición de fuerzas G en la marcha. El bloque de control y procesamiento de datos, formado por el ATmega328P con gestor de arranque Arduino Uno, el cual recibe las señales de voltaje del acelerómetro y de los sensores del bloque de captura de datos; y los transforma en las unidades que representan cada medición. Esta información es enviada al bloque de almacenamiento y al de comunicación. El bloque de almacenamiento de datos compuesto por un módulo microSD, es el encargado de almacenar datos en un archivo con extensión .txt, siempre que el dispositivo esté encendido y con la orden del bloque de control. El bloque de comunicación está formado únicamente por un módulo Bluetooth, el cual permite la comunicación del dispositivo con una PC o un dispositivo móvil. El bloque actuador se encarga del manejo del encendido y apagado de los micro-motores DC desbalanceados. El bloque de posprocesamiento de datos, compuesto por los programas necesarios para el despliegue de la información obtenida para un análisis a posteriori de la información. En este trabajo fue usado Matlab (The Mathworks, Natick, MA) para el análisis y procesamiento de datos.

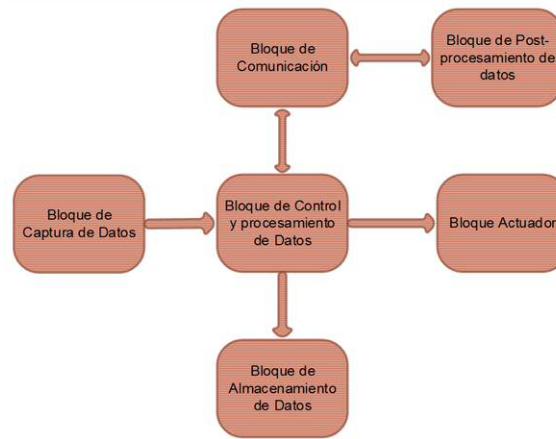


Figura 1. Diagrama de bloques del sistema.

2.2. Características

El dispositivo consta de una PCB de 8.07 cm x 6.19 cm, almacenada en un contenedor de acrílico de 9 cm x 7.5 cm x 4.5 cm el cual estará dentro de un sostenedor de tela, unido con una cinta de velcro al tobillo del paciente. El dispositivo se energiza por medio de una batería de 9 V.

Características mecánicas: El dispositivo desarrollado proporciona estímulos vibratorios al paciente cuando este tenga un episodio de FOG. Para generar la estimulación vibratoria se utilizaron tres micromotores desbalanceados, cuyos encendidos son simultáneos y son controlados ya sea de forma automática o manual.

Características eléctricas: El sistema diseñado contiene mayoritariamente elementos electrónicos, los cuales son de baja potencia y constituyen una combinación de componentes analógicos y digitales. El sistema dispone de reguladores de voltaje de +5 V y +3.3 V respectivamente. El sistema también está compuesto por sensores que servirán para cuantificar parámetros de tiempo, aceleración y presión. Se utilizarán dos tipos de sensores para adquirir datos de la marcha de paciente con EP. Por cada zapato se dispuso de cuatro sensores de fuerza y un acelerómetro para registrar las fuerzas G tanto en el eje vertical como en el horizontal. Los sensores de fuerza utilizados son FlexiForce® A-301, de características lineales. Tienen forma circular de 9.53 mm de diámetro y un espesor de 0.2 mm, con rango de medición equivalente de 0 a 100 lb cada uno [9]. Para los componentes de aceleración se utilizó la gama Memsic 2125 de Parallax.

El circuito utilizado para cada sensor de fuerza se muestra en la 2, donde se hace uso del LM358, un OpAmp de alimentación unipolar, de bajo offset de entrada, bajo ruido y bajo consumo de energía. Para el cálculo de las resistencias de este circuito utilizamos la expresión (1):

$$V_o = \left(1 + \frac{R1 + R2}{R_{sensor}} \right); V^{- sat} \leq V_o \leq V^{+ sat} \quad (1)$$

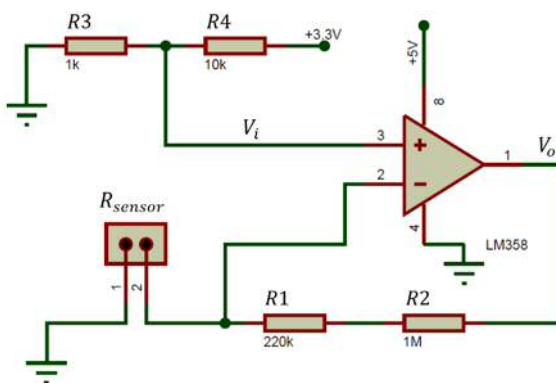


Figura 2. Circuito utilizado para los sensores de fuerza.

Adicionalmente, se realizó la calibración de los sensores de fuerza que para determinar el grado de linealidad y las constantes de calibración. Para ello se utilizaron pesos patrón de 5 a 100 lb en pasos de 5 lb que fueron colocados en orden ascendente y descendente. Para cada peso y cada sensor, se registró el

voltaje obtenido. La expresión (2) relaciona el voltaje medido con la fuerza aplicada en libras.

$$F_n = k_n (V_o - 0.3) \quad n = 1, 2, \dots, 8 \quad (2)$$

Donde F_n representa la fuerza aplicada sobre el n -ésimo sensor y k_n la constante de calibración. Para determinar la constante de calibración k_n , se utilizó regresión lineal. Lo que se pretende es medir la distribución de presiones, por tanto, considerando que el área de cada sensor es constante y conociendo que la presión es directamente proporcional a la fuerza se tiene la expresión (3) que está embebida en el microcontrolador para cada uno de los sensores.

$$P_n = 6.245k_n (V_o - 0.3) [Nw/cm^2] \quad (3)$$

Para la medición de los movimientos del pie durante la caminata, se usó en cada zapato un acelerómetro digital de baja potencia, ruido y costo capaz de medir aceleración dinámica en un rango de ± 3 G en dos ejes [10]. El voltaje de salida de cada circuito del sensor de presión irá conectado al microcontrolador ATmega328P y módulo Convertidor Analógico Digital (ADC) de 10 bits de resolución [11], y las señales digitales del acelerómetro a dos puertos digitales del respectivo elemento. La frecuencia de muestreo tanto para los acelerómetros como para los sensores de fuerza fue de 10 Hz.

2.2.1. Características ergonómicas

En la implementación del sistema, se consideró la ubicación más idónea de los componentes vibratorios para que estos tengan el mayor efecto perceptible, por lo que se tuvo que colocar los micromotores sobre el área del cuerpo donde existe la mayor cantidad de corpúsculos de Vater-Pacini. Estos son mecanorreceptores encargados de percibir estimulaciones vibratorias de frecuencias entre 100 a 300 Hz [12].

Los motores empleados giran a 13000 RPM [13], es decir, 216 Hz, frecuencia a la cual los corpúsculos de Pacini logran una mejor percepción del estímulo brindado. La ubicación de los motores se presenta en la Figura 3 A. La estimulación en pacientes con eventos de FOG, no serán largas ni sostenidas, sino en cadencias de diferentes ritmos lo cual será discutido posteriormente.

Para evitar que el paciente tenga algún malestar al momento de caminar, lo que podría afectar su marcha normal, fue necesario colocar todos los sensores por debajo o a ras de la plantilla, evitando dejar protuberancias debido a los elementos, conectores o cables. En la Figura 3 b y c se observa el montaje del acelerómetro por debajo de la plantilla del zapato y la ubicación de los sensores de fuerza.

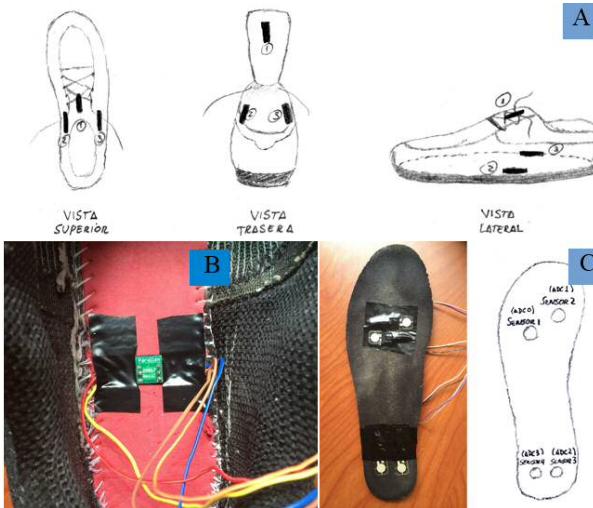


Figura 3. A: Ubicación de los puntos de estimulación en el zapato. B: Montaje del acelerómetro. C: ubicación de sensores de fuerza en la plantilla del dispositivo.

2.3. Pacientes de Parkinson

Se reclutaron a 7 pacientes de párkinson de la Unidad de Neurología del Hospital del IESS “Teodoro Maldonado Carbo” de la ciudad de Guayaquil para realizar los experimentos. Estos pacientes estaban diagnosticados con enfermedad de Parkinson idiopático. Durante el estudio los pacientes estaban tomando su medicación habitual. Los datos demográficos de los pacientes se presentan en la Tabla 1.

Durante el experimento se procuró que los pacientes se encuentren bajo el mínimo efecto farmacológico, considerando el horario en que los pacientes toman su medicación habitual, por lo que se organizó la hora de las pruebas de tal manera que el paciente esté próximo a la hora del siguiente medicamento.

El circuito que recorrieron los pacientes, ubicado en los pasillos del área de Neurología del hospital Teodoro Maldonado Carbo, tuvo ciertos obstáculos como cambios de dirección y estrechamientos de tal forma que se favorezca la presencia de episodios de FOG [14]. El circuito se observa en la Figura 4. Los pacientes se sometieron a un recorrido de 22.2 m que consistió en caminar 2.4 m en línea recta, luego hacer un giro a la izquierda y avanzar 4.2 m hasta una puerta semiabierta que forma un estrechamiento en el pasillo, continuar el camino por 4.5 m más, para posteriormente girar media vuelta y repetir el camino de regreso.

Tanto los giros, la media vuelta para el retorno como el hecho de cruzar una puerta semiabierta constituyeron obstáculos que inducen episodios de FOG en los pacientes con EP. El experimento consistió en dos recorridos utilizando los dispositivos de estimulación vibrotáctil. Un recorrido se realizó con estimulación (ON) y otro sin estimulación (OFF). El orden se realizó de tal forma que el 50% de los pacientes realizaron

la prueba ON-OFF y el resto OFF-ON, con el fin de reducir el factor aprendizaje o la predisposición psicológica del paciente para realizar mejor la prueba. En ambos casos se registró datos de aceleración y distribución de presiones para un posterior análisis.

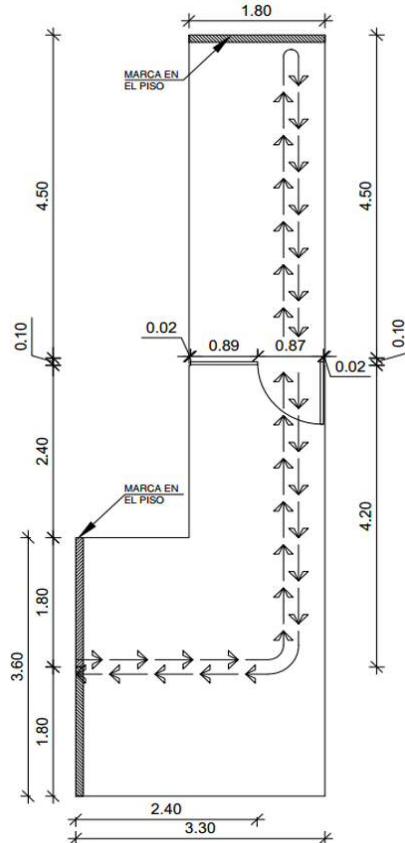


Figura 4. Vista superior del recorrido usado durante la prueba.

2.4. Análisis de datos

Los datos almacenados en la memoria SD del dispositivo fueron importados a Matlab. Se elaboraron rutinas para el análisis de las series temporales y análisis en frecuencia.

2.4.1. El análisis de las series temporales

Se utilizó los datos obtenidos de aceleración en el eje horizontal (X) en las pruebas. Esta información fue similar a la del eje horizontal (Y).

2.4.2. Tiempo total de recorrido (t_T)

Se definió como el tiempo en segundos que transcurre desde que el paciente da el primer paso, en la marca de inicio, hasta que completa todo el recorrido llegando al mismo punto de inicio. Para cuantificar el porcentaje de cambio de este tiempo se utilizó la siguiente ecuación:

Tabla 1. Datos demográficos de los pacientes de Parkinson.

	Edad (años)	Años de evolución	Medicación	Presencia de FOG
Paciente # 1	46	5	L-Dopa Biperideno	No
Paciente # 2	61	5	L-Dopa Kinex	No
Paciente # 3	76	9	Mirapex	No
Paciente # 4	61	12	L-Dopa	No
Paciente # 5	61	9	L-Dopa Kinex	Sí
Paciente # 6	68	11	Sinemet	No
Paciente # 7	52	14	L-Dopa Luminal	No
			Sinemet	Sí

$$\%t_T = \frac{t_{T(OFF)} - t_{T(ON)}}{t_{T(OFF)}} \times 100 \quad (4)$$

2.4.3. Episodios de FOG (N_{FOG})

Este parámetro se define como el número de eventos en que el paciente experimenta una detención en la marcha, ya sea debido a que camina irregularmente o se ha detenido por completo. Para cuantificar la mejoría del paciente con respecto a este parámetro, se realizó el cálculo del porcentaje con la siguiente expresión:

$$\%N_{FOG} = \frac{N_{FOG(OFF)} - N_{FOG(ON)}}{N_{FOG(OFF)}} \times 100 \quad (5)$$

2.4.4. Proporción de tiempo en FOG (r_{T-FOG})

Se obtiene de la relación entre la sumatoria de los tiempos en FOG para el tiempo total del recorrido. Cada tiempo en FOG se midió desde el momento en que el paciente presentó un episodio de FOG hasta que finalizó, y el tiempo total se calculó de la siguiente forma:

$$r_{T-FOG} = \frac{\sum_{i=1}^n t_{FOG,i}}{r_T}; n = N_{FOG} \quad (6)$$

El porcentaje de mejoría de este dato, corresponde a:

$$\%r_{T-FOG} = \frac{r_{T-FOG(OFF)} - r_{T-FOG(ON)}}{r_{T-FOG(OFF)}} \times 100 \quad (7)$$

2.4.5. Análisis en frecuencia

Se utilizó la Transformada Rápida de Fourier (FFT) sobre los datos de las series temporales. Se analizó la respuesta en frecuencia de los datos obtenidos de aceleración en el eje horizontal (X).

2.4.6. Frecuencia de la marcha (f_M)

Es la frecuencia principal con la que el paciente evaluado camina durante el experimento.

2.4.7. Tasa de cambio en la homogeneidad de la marcha (H_f)

Es la razón porcentual entre la diferencia del número de picos de la respuesta en frecuencia ON vs. OFF. El método para encontrar el número de picos de frecuencia será el mismo que se mencionó para encontrar el parámetro N_A . El porcentaje de cambio del número de picos de frecuencia se calcula con la expresión:

$$\%N_f = \frac{N_f(OFF) - N_f(ON)}{N_f(OFF)} \times 100 \quad (8)$$

3. Resultados

Los resultados de proceso de calibración de los sensores de fuerza se muestran en la Figura 5. Se puede apreciar también un comportamiento muy lineal presentando un coeficiente r_2 promedio de 0.98.

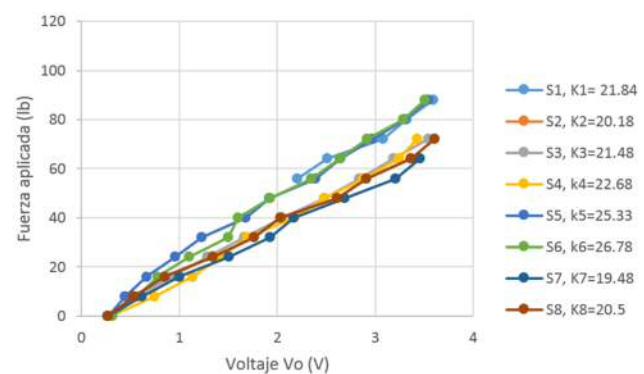


Figura 5. Curvas de calibración de los sensores de fuerza. En el panel derecho se observan las constantes de calibración (k) para cada uno de los sensores.

En la Figura 6 se observa el dispositivo desarrollado montado en un zapato comercial. El sistema completo alimentado con una batería de 9 V para cada zapato tiene una autonomía entre 4 a 6 horas de uso continuo.



Figura 6. A: Tarjeta controladora y baterías montadas en una caja de acrílico. B: Montaje de los dispositivos con una banda de velcro.

De los siete pacientes reclutados, solo dos presentaron episodios de FOG durante los experimentos, de tal forma que los resultados presentados se refieren únicamente a los que tuvieron FOG (4 y 7). Se descartaron los datos del resto de pacientes, considerando que al no presentar episodios de FOG, no se pudo evaluar la eficacia del sistema.

3.1. Series temporales

El paciente # 7 fue diagnosticado con EP en el año 2000, teniendo actualmente 14 años de evolución, presentándose marcados síntomas, como son temblores en la mano derecha y rigidez parcial del cuerpo, bradicinesia, junto con episodios de FOG. En la Figura 7 se observan los datos de aceleración obtenidos del paciente (ejes X y Y), para una prueba ON y OFF; se puede observar que sin estimulación, se presentaron cuatro episodios de FOG, con duraciones de tiempo aproximadamente a $t_{FOG\ 1} = 2.88$ s, $t_{FOG\ 2} = 16.82$ s, $t_{FOG\ 3} = 4.06$ s y $t_{FOG\ 4} = 1.48$ s, y un tiempo total de recorrido de $t_{T(OFF)} = 63.32$ s. En cambio, durante la estimulación se puede apreciar que se presenta solamente un episodio de FOG, con duración de tiempo aproximadamente a $t_{FOG\ 5} = 4.66$ s.

En la Figura 8 se muestran los gráficos que corresponden a la Transformada Rápida de Fourier (FFT) de los datos de aceleración en el eje X solo del pie derecho. Se observa para todos los gráficos mostrados, que existen dos frecuencias predominantes, $f_1 = 1.8$ Hz y $f_2 = 3.3$ Hz, siendo f_1 la cadencia de la marcha (f_M) y f_2 un armónico de la frecuencia principal.

4. Discusión y conclusiones

En este estudio se persigue que el paciente de parkinson pueda disponer de dispositivos que sean de fácil manejo, portátiles y que puedan ser utilizados en todo momento como un mecanismo de ayuda o asistencia para reducir los episodios de FOG, mejorando de esta manera su calidad de vida, reduciendo el número de

caídas y permitiéndole desenvolverse en sus actividades cotidianas con normalidad.

Los resultados obtenidos demuestran una mejoría significativa en los pacientes que realizaron la prueba; a pesar de que fueron siete personas, solo a dos se les presentó episodios de FOG, y en ambos casos hubo mejoría, ya sea en tiempos para realizar un recorrido y en la homogeneidad de la marcha.

El número de picos contabilizados en las series temporales (Figura 7) nos da una información que se relaciona con la cantidad de pasos dados durante la prueba. Esto se explica que con una reducción en el número de pasos, la zancada debió haber sido mayor para poder cubrir la misma distancia, incluso en menor tiempo. El paciente # 4 tuvo una reducción en el número de picos de aceleración de 16.67% y 11.72% en el pie derecho e izquierdo respectivamente pero no existió una reducción significativa en el tiempo total recorrido, con una mejora del 1.3%. Para el caso del paciente # 7, los porcentajes de mejoría basados en los resultados de las series temporales fueron de 34.86% y 25.69%, con una reducción muy importante en el tiempo total de recorrido 40.1%. Los diferentes resultados del tiempo total recorrido registrados en los dos pacientes, se deben principalmente a que el paciente # 4, quien presenta un menor tiempo de evolución de la enfermedad, solo registró un episodio corto de FOG durante el experimento en OFF.

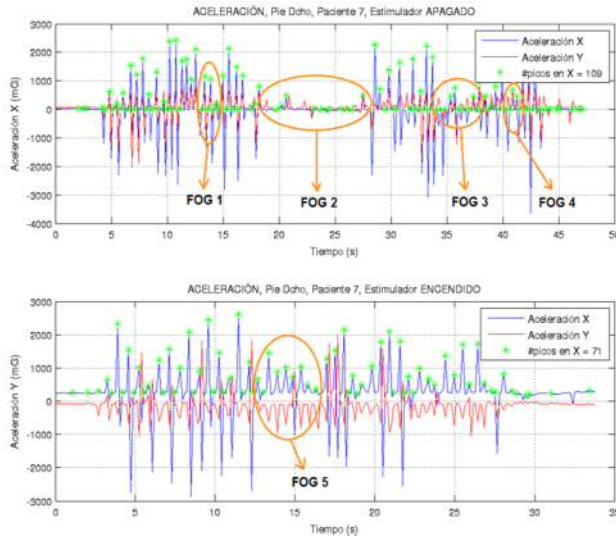
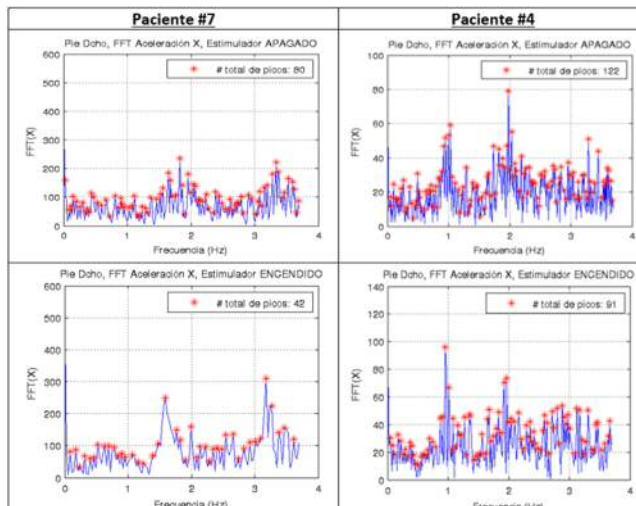
Los resultados del análisis de frecuencia mostraron una misma frecuencia dominante para ON y OFF de 1.8 Hz para el paciente # 7 y de 0.95 Hz para el #4. Esto demuestra que no existió ningún efecto adicional que pueda confundir los datos registrados, o que el paciente motivado por la estimulación realizara la prueba en menor tiempo, acelerando la marcha. En este análisis se encontró también que los pacientes presentaron más componentes de frecuencia en OFF con respecto a ON. Esto indica que la marcha sin estimulación fue más heterogénea, con movimientos anormales de temblor, un ritmo o cadencia muy irregular con interrupciones en la misma al producirse algún episodio de FOG.

Una menor cantidad de componentes de frecuencia observados durante la estimulación implica una marcha más regular y homogénea debido a que los datos se agrupan en frecuencias dominantes. La tasa de cambio de homogeneidad de la marcha para el paciente # 4 fue de 25.41% mientras que para el # 7 fue de 47.5%, lo cual podría indicar que en efecto tuvieron una mejora sustancial en la marcha, reduciendo el temblor y mejorando la estabilidad cuando la estimulación estuvo presente. Este efecto no es perceptible a simple vista, pero, sin embargo, creemos que una mejora importante en la homogeneidad de la marcha podría también ayudar a los pacientes de parkinson a mejorar los problemas de estabilidad.

Tabla 2. Resumen de datos del análisis de tiempo y frecuencia en ambos pacientes.

Análisis de Series Temporales						
	Total Recorrido (s)	Episodios de FOG	Proporción de tiempo en FOG (s)	Número de picos de aceleración (Derecho)	Número de picos de aceleración (Izquierdo)	
Paciente #7						
OFF	63.32	4	0.3986	109	109	
ON	37.96	1	0.1228	71	81	
% de Mejoría	40.1%	75.0%	69.19%	34.86%	25.69%	
Paciente #4						
OFF	67.75	1	0.1262	120	111	
ON	66.84	1	0.1174	100	98	
% de Mejoría	1.3%	0%	6.97%	16.67%	11.72%	
Análisis en frecuencia						
Tasa de cambio en la homogeneidad de la marcha						
Paciente #7		47.5 %	OFF	1.8 Hz	1.8 Hz	Frecuencia de la marcha *
Paciente #4		25.41 %	ON	0.95 Hz	0.95 Hz	

* Se puede observar que la cadencia es la misma con y sin estimulación, caminando a una frecuencia de 1.8 Hz en ambos casos. Esto demuestra que no ha existido ningún efecto adicional que pueda confundir los datos registrados durante la estimulación.

**Figura 7.** Gráficos de aceleración de los ejes X y del pie derecho, paciente # 7.**Figura 8.** Gráficos de FFT de aceleración del eje X del pie derecho para ambos pacientes.

Por otro lado, se han presentado también algunos métodos como terapia al FOG, como es la estimulación visual. Esta técnica consiste en ir marcando los pasos en el piso con un láser proyectado desde un dispositivo colocado ya sea en la cintura del paciente o un bastón [6]. A pesar de presentar una mejoría en cuanto a la reducción de caídas por efectos del FOG, esta técnica disminuye el ángulo de visión que pueda tener el paciente, ya que debe concentrarse en ver el láser proyectado en el piso para dar el siguiente paso. Otro de los inconvenientes de este sistema es que no ayuda a personas con dificultades visuales, mientras que el dispositivo de estimulación vibrotáctil sí lo puede hacer, ya que no presenta restricciones visuales.

Otro método de ayuda a pacientes con EP y FOG es la estimulación auditiva. El sistema consiste en un dispositivo que emite sonidos a diferentes ritmos para ayudar a mantener la cadencia durante la caminata [7], sin embargo, su uso está orientado en tratamientos clínicos de rehabilitación y no de forma permanente, ya que al aplicarse este tipo de estimulación, el paciente concentra su sentido de audición a los sonidos emitidos, perdiendo la percepción de los demás eventos que puedan suceder en el entorno.

El dispositivo de estimulación vibrotáctil que se muestra en este trabajo, puede presentar alguna restricción en cuanto a la pérdida de sensibilidad o percepción táctil en los pies por parte del usuario, sin embargo, la percepción táctil es lo que menos afectada está en la enfermedad de Parkinson. Un estudio caracterizado por vibraciones en extremidades inferiores [8] reveló ciertas mejorías durante la estimulación. Sin embargo, la diferencia con el presente estudio radica fundamentalmente en que ellos usan estimulación vibratoria como una terapia antes del experimento, en cambio, nuestro sistema está diseñado para ser usado de forma permanente.

Otra de las diferencias radica en la metodología utilizada para el experimento dado que ellos usan la información del sensor de presión como trigger para generar la estimulación sincronizada con la marcha, en cambio, nuestro sistema presenta la estimulación a una frecuencia constante de 1 Hz. Otra ventaja del dispositivo presentado en este trabajo está relacionada con las vibraciones producidas durante algún episodio de FOG, ya que en el estudio mencionado anteriormente se desarrolló un dispositivo que permitía que la duración de las baterías sea de hasta 70 minutos de uso constante, mientras que nuestro dispositivo optimizó la cadencia de emisión de estímulos logrando así que la batería del mismo dure entre 4 a 6 horas.

En conclusión, el dispositivo que se presenta demostró ser un sistema eficaz como terapia al congelamiento de la marcha en la enfermedad de Parkinson, reduciendo significativamente el tiempo en FOG del paciente lo que le facilita las actividades de la vida diaria.

Adicionalmente, el incremento en la homogeneidad de la marcha observado durante la estimulación en los pacientes, implica un efecto muy positivo que merecería ser objeto de mayor estudio, dado que se ha demostrado que brindar información adicional al cerebro a través de vías que no están deterioradas en la EP contribuyen positivamente para inducir una marcha más homogénea, que podría ser la base para mantener la estabilidad y evitar la presencia de episodios de FOG en el paciente.

Agradecimientos

A los pacientes que voluntariamente colaboraron con este trabajo de investigación. Al proyecto Prometeo del SENESCYT por el apoyo financiero brindado para este estudio. Al laboratorio LEMAT y al personal de la ESPOL y del hospital Teodoro Maldonado Carbo por su ayuda y colaboración.

Referencias

- [1] OMS. (2014, Febrero) Los trastornos neurológicos afectan a millones de personas en todo el mundo: informe de la oms. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2007/pr04/es/>
- [2] EPDA. (2014, Febrero) El número de personas con parkinson en los países más poblados de 2005 a 2030. [Online]. Available: <http://www.epda.eu.com/>
- [3] M. E. Kalaitzakis, “Parkinson’s disease and the claustrum,” *Parkinson’s Disease and the Claustrum, Editorial San Diego: Academic Press*, pp. 277–297, 2014.
- [4] J. M. Shine, E. Matar, S. J. Bolitho, V. Dilda, T. R. Morris, S. L. Naismith, S. T. Moore, and S. Lewis, “Modeling freezing of gait in parkinson’s disease with a virtual reality paradigm,” *Gait and Posture Journal*, vol. 38, no. 1, pp. 104–108, 2013.
- [5] E. E. Tripoliti, A. T. Tzallas, M. G. Tsipouras, R. G. P. Bougia, M. Leontiou, S. M. Konitsiotis, G. Chondrogior, S. Tsouli, and D. L. Fotiadis, “Automatic detection of freezing of gait events in patients with parkinson’s disease,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine Journal*, vol. 110, no. 1, pp. 12–26, 2008.
- [6] S. Donovan, C. Lim, N. Diaz, N. Browner, P. Rose, L. R. Sudarsky, D. Tarsy, S. Fahn, and D. K. Simon, “Laserlight cues for gait freezing in parkinson’s disease: An open-label study,” *Parkinsonism & Related Disorders Journal*, vol. 17, pp. 240–245, 2011.

- [7] L. Rochester and D. Jones, "Cueing gait and gait-related mobility in patients with parkinson's disease," *Topics in Geriatric Rehabilitation*, vol. 24, pp. 151–165, 2008.
- [8] K. N. Winfree, I. Pretzer-Aboff, D. Hilgart, R. Aggarwal, M. Behari, and S. K. Agrawal, "The effect of step-synchronized vibration on patients with parkinson's disease: Case studies on subjects with freezing of gait or an implanted deep brain stimulator," *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering - EMBS*, vol. 21, no. 5, pp. 806–811, 2013.
- [9] Tekscan. (2014, Mayo) A301 sensors (4 pack) - flexiforce sensors. [Online]. Available: <http://www.tekscan.com/store/flexiforce-sensors/a301-4pack.html>
- [10] Parrallax. (2014, Mayo) Memsic 2125 dual-axis accelerometer. [Online]. Available: <http://www.parallax.com/product/28017>
- [11] A. Corporation. (2014, Mayo) Datasheet: Atmega328p. [Online]. Available: <http://www.atmel.com/devices/atmega328.aspx>
- [12] D. R. V. Krstic, "Endings of afferent nerve fibers. vater-pacini corpuscle," *General Histology of the Mammal, Editorial Springer Berlin Heidelberg*, pp. 384–385, 1985.
- [13] Radioshack. (2014, Mayo) Dc micro vibration motor. [Online]. Available: <http://www.radioshack.com/product/index.jsp?productId=2914700>
- [14] F. Pieruccini-Faria, J. A. Jones, and Q. J. Almeida, "Motor planning in parkinson's disease patients experiencing freezing of gait: The influence of cognitive load when approaching obstacles," *Brain and Cognition Journal*, vol. 87, pp. 76–80, 2014.