



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

**“DISEÑO, CONSTRUCCIÓN Y EVALUACIÓN DE DISPOSITIVOS
DE ESTIMULACIÓN VIBROTÁCTIL EN EXTREMIDADES
INFERIORES, PARA AYUDAR A PACIENTES
PARKINSONIANOS CON PROBLEMAS DE CONGELAMIENTO
DE LA MARCHA”**

TESIS DE GRADO

Previa a la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

Presentado por:

GEOVANNY MANUEL ARGÜELLO ANDRADE

DAVID ALEJANDRO VACA BENAVIDES

Guayaquil – Ecuador

2014

AGRADECIMIENTO

A Dios, por guiarnos y permitirnos culminar esta etapa de nuestras vidas.

A nuestros padres y hermanos, por el apoyo incondicional en todas nuestras actividades tanto académicas como extracurriculares, así también por los valores inculcados.

Al Ph.D. Francis Loayza, por habernos permitido formar parte de esta tesis, por su conocimiento y colaboración total en la elaboración de la misma.

Al M.Sc. Miguel Yapur por los conocimientos brindados como profesor; y como amigo, por el apoyo brindado.

A cada uno de los profesores que hemos tenido el gusto de conocer, quienes han sido parte

fundamental de nuestro desarrollo académico, y por cada uno de los conocimientos compartidos.

A nuestros amigos, que durante varios años nos brindaron su amistad, y con esfuerzo hemos seguido adelante en esta travesía.

A los médicos del área de neurología del hospital “Teodoro Maldonado Carbo” por brindarnos todas las facilidades.

DEDICATORIA

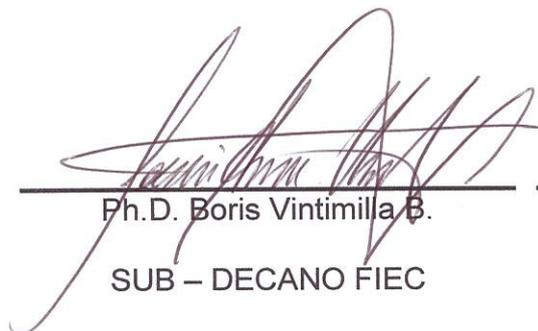
A Dios, por siempre guiar mi camino y llenarme de bendiciones. A mis padres por su amor, ejemplo y apoyo incondicional en todas mis actividades. A mis hermanas por sus oraciones y motivación que me daban. A mis profesores, quienes ayudaron en mi formación académica. A mis amigos por brindarme su amistad a lo largo de la carrera y durante mi vida universitaria.

Geovanny Manuel Argüello Andrade

A Dios, por haberme iluminado en este largo y fructífero trayecto, por todas sus bendiciones que me ha brindado. A mi papá y mi mamá, que por su amor, dedicación y sacrificio son mi ejemplo a seguir. A mis hermanos, por sus consejos y fuerzas para seguir adelante. A mis amigos, por permitirme compartir tiempos gratos y felices tanto dentro como fuera del aula de clases, por su amistad y confianza. A los pacientes con Parkinson, que día a día tienen que luchar con esta enfermedad.

David Alejandro Vaca Benavides

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN



Ph.D. Boris Vintimilla B.
SUB – DECANO FIEC



Ph.D. Francis Loayza P.
DIRECTOR DE TESIS



M.Sc. Miguel Yapur A.
MIEMBRO PRINCIPAL DEL TRIBUNAL

DECLARACIÓN EXPRESA

La responsabilidad del contenido de esta Tesis de Grado, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la Escuela Superior Politécnica del Litoral.



Geovanny Manuel Argüello Andrade



David Alejandro Vaca Benavides



CIB - ESPOL

RESUMEN

En la actualidad el desarrollo de la tecnología ha permitido que mejore la calidad de vida de las personas, en especial de aquellas que son afectadas por enfermedades neurodegenerativas, quienes en su mayoría son de edad avanzada; una de éstas es la enfermedad de Parkinson (PD), la cual es un desorden 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); este último trastorno motor es caracterizado por episodios transitorios y de varios segundos de detención de la marcha normal, trastorno descrito por los pacientes como la sensación de tener los pies “pegados al suelo”. Generalmente se presenta 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 que pueden ser muy sencillos para una persona sana, llegando al extremo de detenerse por completo con un alto riesgo de sufrir caídas.

La hipótesis que se plantea consiste en que la estimulación perceptivo táctil puede ayudar a este tipo de pacientes a reducir significativamente los episodios de FOG, considerando que las vías y el procesamiento cognitivo-somestésico están mucho menos afectadas que la parte motora en la PD.

En el presente documento se presenta el diseño, construcción y posterior evaluación de dispositivos electrónicos de estimulación vibrotáctil en extremidades inferiores, los cuales mediante micromotores desbalanceados, así como también la medición de parámetros tales como aceleración y distribución de presión en la planta del pie, puedan ayudar a un paciente Parkinsoniano a reducir considerablemente los episodios de FOG y así mejorar su calidad de vida.

En el diseño del sistema se utilizará el microcontrolador ATmega328P con gestión de arranque ARDUINO UNO como elemento central del mismo, junto con dispositivos de almacenamiento de datos y comunicación Bluetooth, montados en una tobillera y conectados con los sensores mencionados anteriormente, que irán embebidos en zapatos deportivos convencionales.

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO	i
DEDICATORIA	iii
TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN	v
DECLARACIÓN EXPRESA	vi
RESUMEN	vii
ÍNDICE GENERAL.....	ix
ABREVIATURAS	xii
SIMBOLOGÍA	xvi
ÍNDICE DE FIGURAS	xviii
ÍNDICE DE TABLAS	xxi
INTRODUCCIÓN	xxii

CAPÍTULO 1

ANÁLISIS DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN.....	1
1.1 Motivación.....	1
1.2 La enfermedad de Parkinson.....	2
1.3 Congelamiento de la marcha en la enfermedad de Parkinson “Freezing of Gait (FOG)”.....	3
1.4 Tratamiento de la enfermedad de Parkinson y su efecto en el congelamiento de la marcha.....	4

1.4.1 Método farmacológico.	4
1.4.2 Método quirúrgico.	5
1.4.3 Métodos alternativos.	7
1.5 Objetivos del proyecto.	8
1.5.1 Objetivos Generales.	8
1.5.2 Objetivos Específicos.	9
1.6 Planteamiento de la solución.	10
1.7 Selección y justificación de la alternativa elegida.	11

CAPÍTULO 2

DISEÑO DE LOS ESTIMULADORES VIBRATORIOS	14
2.1. Introducción.....	14
2.2. Características.	15
2.2.1. Características mecánicas.....	17
2.2.2. Características eléctricas.....	19
2.2.3. Características ergonómicas.	30
2.3. Arquitectura.....	35
2.4. Protocolo de comunicación.	37
2.4.1. Transmisor-Receptor Asíncrono Universal.	38
2.4.2. Interfaz Serial Periférica.	40
2.4.2.1. Modo Esclavo.	40
2.4.2.2. Modo Maestro.	41

2.5. Decisiones de diseño e implementación.	42
2.6. Diseño de pruebas.	46

CAPÍTULO 3

ANÁLISIS DE COSTOS Y PRESUPUESTO	50
3.1. Componentes electrónicos.....	51
3.2. Componentes mecánicos.....	52
3.3. Otros componentes.....	52
3.4. Mano de obra	53

CAPÍTULO 4

EXPERIMENTOS Y RESULTADOS.....	54
4.1. Test experimentales en controles sanos.....	56
4.2. Pruebas experimentales en pacientes con enfermedad de Parkinson y análisis de resultados.	58
CONCLUSIONES	80
RECOMENDACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO.....	84
BIBLIOGRAFÍA.....	86
ANEXOS	92

ABREVIATURAS

A	Amperios
ADC	Convertidor Analógico – Digital
BJT	Transistor de Juntura Bipolar
bps	Bits por segundo
cm	Centímetros
cm ²	Centímetros cuadrados
CUN	Clínica Universidad de Navarra
DBS	Estimulación Cerebral Profunda
DC	Corriente Directa
DTF	Transformada Discreta de Fourier
EPDA	Asociación Europea de la Enfermedad de Parkinson
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
FET	Transistor de Efecto de Campo
FFT	Transformada Rápida de Fourier
FOG	Congelamiento de la marcha

Fuerza G	Fuerzas Gravitacionales
GB	Gigabytes
IDE	Entorno de Desarrollo Integrado
IESS	Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social
I/O	Entradas/Salidas
K Ω	Kiloohmios
L-dopa	Levodopa
lb	Libras
LED	Diodo Emisor de Luz
LEMAT	Laboratorio de Ensayos Metrológicos y de Materiales
LSB	Bit menos significativo
m	Metros
mA	Miliamperios
mG	Milifuerza G
MISO	Línea de datos de Entrada del Maestro – Salida del Esclavo
mm	Milímetros

MOSFET	FET de Semiconductor de Metal-Óxido
MOSI	Línea de datos de Salida del Maestro – Entrada del Esclavo
MSB	Bit más significativo
mV	Milivoltios
MΩ	Megaohmios
Nw	Newtons
OFF	Estimuladores vibratorios apagados
ON	Estimuladores vibratorios encendidos
OMS	Organización Mundial de la Salud
OpAmp	Amplificador Operacional
PC	Computadora Personal
PCB	Tarjeta de Circuito Impreso
PD	Enfermedad de Parkinson
RPM	Revoluciones por Minuto
Rx	Línea de Recepción de Datos
s	Segundos
SCK	Línea de Señal de Reloj Serial

SD	Memoria Digital Segura
SMT	Tecnología de Montaje Superficial
SPI	Interfaz Serial Periférica
SS	Línea de Selección del Esclavo
Tx	Línea de Transmisión de Datos
UART	Transmisor – Receptor Asíncrono Universal
V	Voltios

SIMBOLOGÍA

A_S	Área del sensor
d_S	Diámetro del sensor
f_M	Frecuencia de la marcha
F_n	Fuerza aplicada sobre el n-ésimo sensor
H_f	Tasa de Homogeneidad de la marcha
k_n	Constante de Calibración
N_A	Número de picos de aceleración
N_A	Número de picos de frecuencia
N_{FOG}	Número de episodios de FOG
P_n	Presión ejercida sobre el n-ésimo sensor
R_f	Resistencia de realimentación
r_{T-FOG}	Proporción de tiempo en FOG
R_{SENSOR}	Resistencia equivalente del sensor
t_{FOG}	Duración de un episodio FOG
t_T	Tiempo total de recorrido
t_{T-FOG}	Sumatoria de tiempos en FOG

V_{cc}	Voltaje de alimentación
V_i	Voltaje de entrada
V_o	Voltaje de Salida
V_{sat}^+	Voltaje de saturación positivo
V_{sat}^-	Voltaje de saturación negativo

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Corte axial de una imagen potenciada en T1 de Resonancia Magnética dónde se observa la lesión producida en el globo pálido externo	7
Figura 2.1 PCB del dispositivo.....	16
Figura 2.2 Contenedor del dispositivo.....	16
Figura 2.3 Dispositivo en uso.....	17
Figura 2.4 Micromotor desbalanceado.....	19
Figura 2.5 Sensor de fuerza FlexiForce® A-301.....	20
Figura 2.6 Circuito sugerido por el fabricante para sensor de fuerza.....	21
Figura 2.7 Circuito planteado para Sensor de fuerza.....	22
Figura 2.8 Curvas de calibración de los sensores de fuerza. Voltaje medido vs fuerza aplicada. En el panel de la derecha se observan las constantes de calibración (k) para cada uno de los sensores.	24
Figura 2.9 Acelerómetro Memsic 2125.	26
Figura 2.10 Circuito sugerido por el fabricante para el acelerómetro.....	27
Figura 2.11 Salida típica del ciclo de trabajo.	28
Figura 2.12 Micromotor DC desbalanceado.	29
Figura 2.13 Circuito de conmutación para micromotor basado en MOSFETs.	30

Figura 2.14 Ubicación de los micromotores.....	32
Figura 2.15 Montaje del acelerómetro.	33
Figura 2.16 Distribución de presión planar promedio.....	34
Figura 2.17 Ubicación de sensores en la plantilla del dispositivo.	34
Figura 2.18 Diagrama de bloques del sistema.....	37
Figura 2.19 Diagrama de tiempo de Tx/Rx UART.....	39
Figura 2.20 Diagrama de tiempo de Tx/Rx SPI.....	42
Figura 2.21 Circuito de conmutación para micromotor basado en BJTs.....	45
Figura 2.22 Vista superior del recorrido usado durante la prueba.	48
Figura 4.1 Ejemplos de diferentes ciclos de trabajo.....	56
Figura 4.2 Gráficos de datos capturados de aceleración y presión en control de sano, pie derecho.....	57
Figura 4.3 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie derecho, Paciente #7.....	67
Figura 4.4 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie izquierdo, Paciente #7.....	68
Figura 4.5 Gráficos de presión de los sensores montados en pie derecho, Paciente #7.....	69
Figura 4.6 Gráficos de presión de los sensores montados en pie izquierdo, Paciente #7.....	70
Figura 4.7 Gráficos de FFT de aceleración del eje X del pie derecho, Paciente #7.....	72

Figura 4.8 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie derecho, Paciente #4	74
Figura 4.9 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie izquierdo, Paciente #4	75
Figura 4.10 Gráficos de FFT de aceleración del eje Y del pie derecho, Paciente #4	76
Figura 4.11 Gráficos de presión de los sensores montados en pie izquierdo, Paciente #4.....	78
Figura 4.12 Gráficos de presión de los sensores montados en pie derecho, Paciente #4	79

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Presupuesto de componentes electrónicos para dos dispositivos (pie izquierdo y derecho)	51
Tabla 3.2 Presupuesto de componentes mecánicos para dos dispositivos (pie izquierdo y derecho)	52
Tabla 3.3 Presupuesto de otros componentes para dos dispositivos (pie izquierdo y derecho).....	52
Tabla 3.4 Presupuesto de mano de obra	53
Tabla 4.1 Tabla de datos relevantes de los pacientes voluntarios para las pruebas	55
Tabla 4.2 Resumen de datos del análisis de tiempo y frecuencia en Paciente #7	73
Tabla 4.3 Resumen de datos del análisis de tiempo y frecuencia en Paciente #4	77

INTRODUCCIÓN

En la actualidad el desarrollo de la tecnología ha permitido que mejore la calidad de vida de las personas, en especial aquellas que son afectadas por enfermedades degenerativas, quienes en su mayoría son de edad avanzada; una de éstas es la enfermedad de Parkinson (PD).

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 PD afectaba a alrededor de 6.3 millones de personas [2],

La PD es un desorden progresivo neurodegenerativo, cuyo impacto principal radica en la pérdida de la habilidad motora lo cual incluye temblores, rigidez,

desequilibrio y congelamiento de la marcha (FOG) [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 al extremo de detenerse por completo con un alto riesgo de sufrir caídas [4], este síntoma es uno de los más comunes en etapas avanzadas de la enfermedad.

Los eventos de FOG se inician de manera repentina y corresponden a la parálisis parcial o total de la marcha durante periodos cortos de tiempo, donde el paciente con PD se siente incapaz de iniciar o continuar una caminata [5], afectando la calidad de vida de los individuos con la enfermedad, ya que no solo representan un desafío en el desplazamiento del individuo, sino que incluso provocan caídas que podrían traer mayores consecuencias. Dado a que la gran cantidad de las personas afectadas son adultos mayores, el riesgo de sufrir graves traumatismos es muy alto.

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 trabajo 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 PD.

Por tanto, este trabajo tiene como objetivo el desarrollo de dispositivos electrónicos de estimulación vibrotáctil para ser gestionados por el propio paciente, o de forma automática durante episodios de FOG, donde se espera que el individuo con PD pueda tener una marcha más estable, y así disminuir sustancialmente el número de caídas en estos pacientes.

El dispositivo propuesto tendrá como elemento de control central un microcontrolador ATmega328P, el cual será el encargado de procesar la información obtenida para el monitoreo de parámetros: antes, durante y después de episodios de FOG del paciente. Estos parámetros son: la distribución de presión en la planta del pie y aceleración (fuerzas G) de los pies del paciente durante la marcha; éstos serán almacenados en una tarjeta microSD y transmitidos vía Bluetooth a una PC para posterior análisis.

La estimulación vibratoria periférica se realiza mediante micromotores desbalanceados colocados en partes sensibles de los pies.

CAPÍTULO 1

ANÁLISIS DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

1.1 Motivación.

Desde la descripción de la enfermedad en 1817 por el médico británico James Parkinson hasta la actualidad, se han realizado estudios para tratar de combatirla; sin embargo, estos intentos no han tenido la eficacia suficiente para lograr una mejora radical sobre quienes sufren esta enfermedad. Los métodos existentes para enfrentar esta enfermedad consisten básicamente en la administración de L-Dopa a través de tratamiento farmacológico. Estos últimos años se están aplicando también métodos quirúrgicos para disminuir los síntomas de la enfermedad.

Uno de los síntomas que afecta de manera considerable a los pacientes con PD es el FOG, y hasta el momento no se han presentado métodos no invasivos para ayudar a aplacar esta condición; es por esto que en esta tesis se propone el desarrollo de dispositivos electrónicos para estimulación de extremidades inferiores y monitoreo no invasivo de parámetros de los pacientes con PD, el cual estará embebido en una tobillera conectada a su respectivo zapato para el uso diario, con lo cual se pretende mejorar el estilo de vida del paciente con PD.

1.2 La enfermedad de Parkinson.

La enfermedad de Parkinson es considerada el segundo desorden neurológico más común del mundo, justo detrás de la enfermedad de Alzheimer. La PD es un desorden progresivo, degenerativo e incurable que presenta trastornos del movimiento, producto de degeneración de las neuronas pigmentadas de la sustancia negra, que conlleva al decremento en la producción de dopamina, sustancia química que favorece la correcta transmisión de mensajes que envía el cerebro a los músculos [6]. Aún se desconocen las razones por las cuales se da este desorden, pero se presenta en la mayoría de los casos en adultos mayores; aunque también en jóvenes, pero aunque en menor proporción.

Los síntomas de la PD son diversos, los más típicos son temblores, rigidez, bradiquinesia, anomalías en la marcha incluyendo parálisis temporal, sea ésta

parcial o total (FOG), y cambios sustanciales en la postura del paciente que complican la habilidad de mantener el equilibrio.

1.3 Congelamiento de la marcha en la enfermedad de Parkinson “Freezing of Gait (FOG)”.

El congelamiento de la marcha es uno de los síntomas más notables en las etapas avanzadas de la PD que, según una investigación de la Universidad de Tecnologías de Queensland-Australia realizada en el año 2010, se menciona que llevando un reporte de caídas de pacientes con PD durante 6 meses de un grupo seleccionado aleatoriamente, el 48% registró una caída, y un 24% más de una caída [7], lo cual es atribuído a trastornos en la postura, propios de pacientes con PD y al FOG, teniendo entre ambas una estrecha relación.

Esta perturbación en la marcha consiste en un cambio notorio en la manera de caminar del paciente afectado, incluso pudiendo llegar a su inmovilidad durante la caminata, lo cual se debe a un detonador externo que generalmente es un estímulo visual, por ejemplo observar obstáculos en el camino a recorrer del paciente, cambiar el sentido de la marcha, cambios de velocidad, espacios cerrados, etc. Otros impactos sobre la marcha de los pacientes resultan en la imposibilidad de dar pasos simétricos y rítmicos, lo cual desemboca en dar pasos descontrolados, llevan al desequilibrio y finalmente a caídas [8], algo

que evidentemente representa una reducción significativa en la calidad de vida del paciente con PD.

1.4 Tratamiento de la enfermedad de Parkinson y su efecto en el congelamiento de la marcha.

Actualmente existen dos métodos que son utilizados para el tratamiento de dicha enfermedad: Tratamiento farmacológico utilizando Levodopa (medicamento bajo prescripción médica), y el tratamiento quirúrgico el que consiste en: realizar lesiones irreversibles en zonas específicas del cerebro como es el núcleo subtalámico o el globo pálido externo, o la estimulación cerebral profunda (DBS); las mismas que logran una mejoría en los síntomas motores; sin embargo, ninguno de estos tratamientos ha conseguido ser solución permanente para el problema de FOG.

1.4.1 Método farmacológico.

Como se mencionó anteriormente, la razón por la que la enfermedad se manifiesta como temblores, rigidez y bradiquinesia es por el decremento en la producción de dopamina que es el químico neurotransmisor responsable de la buena sinapsis entre las células cerebrales (neuronas). El tratamiento que más acogida ha tenido consiste en la prescripción de L-Dopa de forma oral a pacientes con PD; este fármaco reduce los temblores, rigidez e incluso FOG,

pero no de manera permanente ya que este tratamiento es cíclico; sin embargo, la degeneración dopaminérgica es progresiva, lo que implica que con el pasar del tiempo se requiera una mayor dosis de L-Dopa. Esta no es la solución, dado que los efectos colaterales empiezan a aparecer, por tanto, al llegar al límite farmacológico el efecto es cada vez de menor duración. Otra consecuencia del uso de esta droga es la deficiencia en vitamina B que se produce al abusar de la misma [9].

1.4.2 Método quirúrgico.

Talamotomías, Palidotomías y Subtalamotomías: Los tratamientos quirúrgicos usados para la enfermedad del Parkinson, tuvieron su origen en los años 50, pero luego se suspendieron debido al descubrimiento de medicamentos para tratar esta enfermedad; aunque, el método farmacológico es útil en los primeros años de la enfermedad, se ha recurrido al tratamiento quirúrgico para las etapas avanzadas.

Actualmente se puede tratar la PD mediante una pequeña lesión irreversible ya sea en el Núcleo Subtalámico, en el Tálamo o en el Globo Pálido Externo del cerebro dependiendo de las características del paciente. Esto puede causar daño en otras actividades motoras de la persona, por lo que es riesgosa, y se realiza en una sola parte del cerebro. A este tipo de tratamiento se lo conoce como Subtalamotomía, Talamotomía o Palidotomía dependiendo

de la región donde se realiza la lesión. Este tipo de tratamiento se lo practica cuando el efecto farmacológico es muy pobre o deficiente [10]. Sin embargo, este tratamiento quirúrgico, no ofrece ninguna mejora significativa en el problema del congelamiento de la marcha [11].

Estimulación Cerebral Profunda: Existe un segundo método quirúrgico llamado Estimulación Cerebral Profunda (DBS – Deep Brain Stimulation) que no es una cura, pero ayuda a disminuir algunos síntomas de las personas que sufren de Parkinson; es un método reversible y consiste en estimular eléctricamente el núcleo subtalámico del cerebro generalmente, de manera que no se vean afectados las incapacidades motoras producidas por la enfermedad [12]. Desde el punto de vista de la ingeniería, lo que hace este tratamiento es producir una interferencia eléctrica destructiva a la hiperactividad eléctrica del Núcleo Subtalámico. Con esto se logra reducir significativamente los síntomas motores de la PD, pero con un pobre o casi nulo efecto en el congelamiento de la marcha [13].

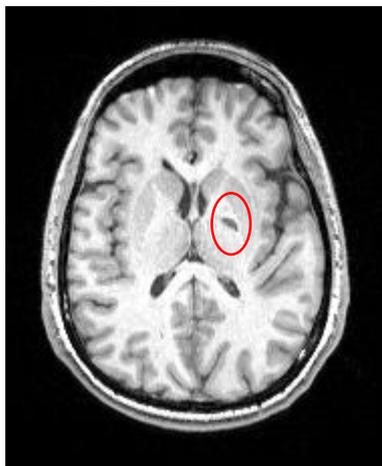


Figura 1.1 Corte axial de una imagen potenciada en T1 de Resonancia Magnética dónde se observa la lesión producida en el globo pálido externo derecho como tratamiento quirúrgico invasivo a la PD
(Cortesía de la CUN, Universidad de Navarra, Pamplona, España).

1.4.3 Métodos alternativos.

Investigaciones recientes de Estimulación Cerebral Profunda en regiones del Pedúnculo Pontino mejora significativamente los problemas de FOG. Sin embargo, los experimentos realizados en pocos pacientes demuestran una efectividad en alrededor del 40% de los casos [14]. Por tanto, este tratamiento y que de hecho es muy invasivo y peligroso, dado que el Pedúnculo Pontino se encuentra más profundo que el Núcleo Subtalámico no demuestra ser un tratamiento efectivo al Congelamiento de la Marcha.

Existen también otras alternativas de estimulación periférica como la auditiva y visual. La estimulación auditiva pretende marcar el ritmo de la cadencia de

la marcha del paciente a través de un sonido “Beep” sincronizado con el paso [15]. Sin embargo, este sistema aunque tiene cierta eficacia, presenta los inconvenientes de que el paciente pierde la capacidad de atender otras instrucciones auditivas o conversaciones con otras personas.

También se han presentado otras alternativas de estimulación visual, donde el sistema marca en el piso un patrón de los pasos a través de un láser que proyecta en el piso la posición de los siguientes pasos [16]. Esta marcación en el piso de dónde tiene que poner el pie para dar el siguiente paso se realiza a través de un bastón o láseres colocados en los zapatos. La desventaja de este sistema, aunque tiene cierta efectividad radica en que el paciente tiene que estar atento a las señales visuales proyectadas en el piso, perdiendo así la atención visual y periférica, muy importante a la hora de realizar una caminata. Adicionalmente, este sistema es de poca ayuda a personas con dificultad visual, y peor aún en días soleados y luminosos.

1.5 Objetivos del proyecto.

1.5.1 Objetivos Generales.

Como se mencionó anteriormente, se conoce que los pacientes de Parkinson experimentan episodios de congelamiento de la marcha al enfrentarse a un estímulo externo que suponga cierta dificultad, como son puertas, escaleras,

pasillos estrechos o estímulos visuales como pasos de cebra, luces intermitentes, etc. Para salir del congelamiento se conocen dos estrategias: las de ayuda, con la presencia de un estímulo perceptivo externo; y las cognitivas desarrolladas por el propio paciente.

Basados en ese conocimiento previo, en esta investigación se plantea la hipótesis del desarrollo de dispositivos de estimulación vibrotáctil para ser gestionados, ya sea por el propio paciente o que de forma automática se activen durante episodios de congelamiento. Estos métodos actuarán como estimuladores externos que podrían ayudar a mantener una marcha más estable y a disminuir sustancialmente el número de caídas en este tipo de pacientes.

1.5.2 Objetivos Específicos.

- a. Investigar si estímulos vibratorios externos, causados por dispositivos en las extremidades inferiores de pacientes Parkinsonianos que presentan congelamiento en la marcha, pueden ayudar a reducir estos episodios producidos por la misma enfermedad.
- b. Encontrar y explicar la ubicación óptima para los dispositivos vibratorios mediante pruebas realizadas, primeramente en controles sanos y luego en pacientes.

- c. Realizar un análisis comparativo entre un grupo de pacientes Parkinsonianos que presenten congelamiento de la marcha, tanto con el dispositivo encendido como apagado, utilizando modelos aleatorios de selección.
- d. Cuantificar el efecto de la estimulación durante la marcha, mediante análisis matemático en tiempo y frecuencia de las señales registradas por el dispositivo.

1.6 Planteamiento de la solución.

Para ayudar a reducir los episodios de FOG en pacientes con PD se propone el desarrollo de un diseño electrónico, basado en un microcontrolador central, que permitirá la activación y desactivación de un sistema de estimulación mecánica vibratoria, ya sea de forma manual (por gestión del propio paciente) o de forma automática durante episodios de congelamiento de la marcha. Para la activación manual del sistema de estimulación, se utilizará un dispositivo de mando y control vía Bluetooth.

Los dispositivos vibratorios estarán embebidos en los zapatos, mientras que el control electrónico, junto con todas sus componentes adicionales, estarán

contenidos dentro de una tobillera e irán adheridos en la pierna del paciente a través de una banda de velcro.

Adicional a lo mencionado anteriormente, este dispositivo será capaz de realizar captura de datos correspondientes de aceleración en los ejes vertical y horizontal (X y Y) de cada pie de la persona a ser evaluada para que, junto con los datos recopilados de los sensores de fuerza, sean almacenados en una tarjeta microSD.

1.7 Selección y justificación de la alternativa elegida.

Dado que la PD afecta la habilidad motora de la persona, se busca la forma de diseñar e implementar dispositivos que permitan una intervención no invasiva en el paciente, para esto existen algunos métodos:

- 1.- La intervención visual es uno de ellos, sin embargo se necesitaría que el paciente use gafas permanentemente, las cuales podrían modificar el entorno, y afectar negativamente al paciente.
- 2.- Las técnicas auditivas tampoco resultan muy favorables ya que conllevan a la utilización de audífonos, lo que afecta la capacidad auditiva para otras circunstancias.

Es por esto que se eligió utilizar estímulos mecánicos vibratorios que actúen sobre áreas sensibles de la planta de los pies provocando una realimentación que se espera que puedan ayudar a los pacientes con PD a controlar de mejor manera la marcha [17]. Esta alternativa no solamente mejoraría el estilo de vida de los pacientes con PD-FOG, sino que no afectaría sus hábitos diarios, ya que pasa desapercibido.

De acuerdo a estudios realizados, en efecto, se ha encontrado una relación entre estímulos vibratorios y mejoría en la marcha en pacientes con PD-FOG, incluso cuando éstos tienen implantado un dispositivo de DBS. Estos estímulos fueron dados por actuadores ubicados en la planta del pie, específicamente debajo de los metatarsos, donde el pie toca el suelo [18], [19].

Basados en lo mencionado anteriormente se espera que:

- a. La estimulación vibratoria controlada en la planta de los pies ayude al paciente a establecer una estrategia cognitiva para salir o evitar los episodios de congelamiento de la marcha.
- b. Se reduzca sustancialmente del número de caídas que presentan estos pacientes, producidos por episodios de congelamiento de la marcha.

- c. En pacientes con vida laboral activa, el dispositivo mejore su rendimiento en el trabajo.

Se espera que con el desarrollo del dispositivo mencionado, se ofrezca una alternativa segura y eficaz como terapia para el congelamiento de la marcha en personas con la enfermedad de Parkinson, lo cual sería viable con la ubicación idónea para aplicar un estímulo externo que pueda causar mayor efecto, dentro de las extremidades inferiores, y que serviría como punto de partida para estudios posteriores.

CAPÍTULO 2

DISEÑO DE LOS ESTIMULADORES VIBRATORIOS

2.1. Introducción.

El diseño de los estimuladores vibratorios corresponde a una combinación de sensores y elementos electrónicos analógicos y digitales de baja potencia montados sobre una PCB para registrar parámetros de la marcha del paciente, así como componentes electromecánicos colocados en el interior de unos zapatos deportivos para que, en conjunto, sirvan como terapia y evaluación a pacientes con PD-FOG, de tal manera que su utilización no afecte la comodidad del paciente, y por consiguiente la adquisición de datos no contenga información aberrante, que se podría dar si los componentes que

estarán embebidos en los zapatos representen una molestia al momento de caminar.

Los datos adquiridos por los sensores serán procesados por un microcontrolador, el cual constituye el elemento central del sistema en cuestión; dichos datos serán guardados en un dispositivo de almacenamiento masivo y enviados inalámbricamente a una PC para un procesamiento posterior. Esta información recopilada en tiempo real podrá facilitar la identificación de patrones de cambio de la marcha del paciente durante un episodio de FOG, y así activar automáticamente los estímulos mecánicos de ayuda al paciente, o en caso de no identificar esta crisis, se active el estímulo de forma manual con un control inalámbrico.

2.2. Características.

El dispositivo consta de una PCB de 8.07 cm x 6.19 cm, mostrada en la Figura 2.1, 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 velcro al tobillo del paciente, tal como se muestra en las Figuras 2.2 y 2.3 respectivamente. El dispositivo será energizado con una batería de 9V, garantizando total movilidad y portabilidad, lo cual permitiría realizar el diagnóstico y acción sin impedimentos.

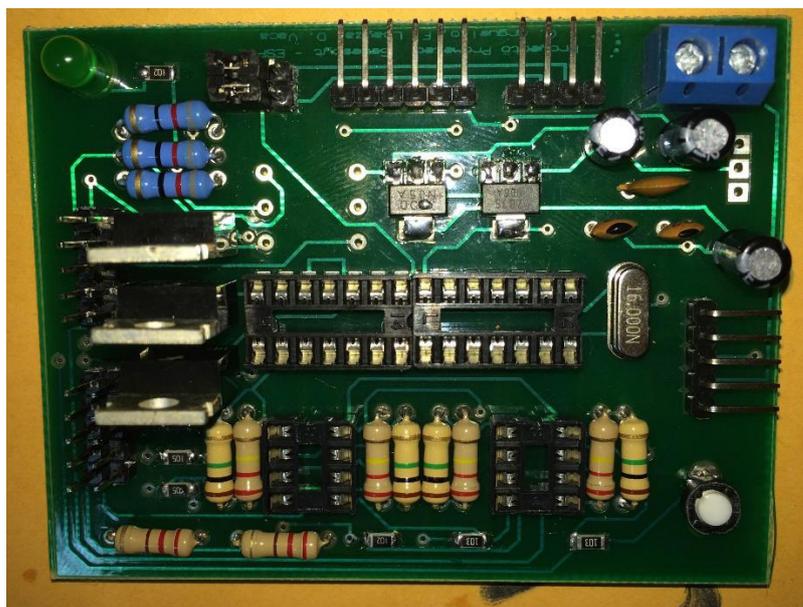


Figura 2.1 PCB del dispositivo.



Figura 2.2 Contenedor del dispositivo.



Figura 2.3 Dispositivo en uso.

2.2.1. Características mecánicas.

Como se mencionó anteriormente, el dispositivo desarrollado tendrá la capacidad de dar estímulos vibratorios al paciente con PD, una vez que se encuentre en un episodio de FOG. Para provocar este estímulo se utilizaron tres micromotores desbalanceados, cuyos encendidos son simultáneos y serán controlados ya sea de forma automática o manual.

Se estudiará la forma de realizar el encendido automático por medio de un software que provocará el estímulo, siempre y cuando se cumplan ciertas condiciones pre-programadas en el dispositivo, basándose en el registro de fuerzas G de marchas anteriores; mientras que el encendido manual se lo

podrá realizar por medio de un teléfono móvil, con Sistema Operativo Android, o una PC y una aplicación que permita enviar caracteres vía Bluetooth al dispositivo de control.

Un aspecto muy importante del dispositivo corresponde a la estimulación que brindará al paciente al momento de encontrarse en una crisis de FOG, la cual es una estimulación mecánica-vibratoria que proviene de los tres micromotores DC desbalanceados mencionados anteriormente, ubicados de tal manera que el paciente pueda percibirlos claramente en áreas sensibles del cuerpo, que sean capaces de detectar los “cosquilleos” de esta estimulación.

El principio de vibración de los motores radica en la carga que tienen en el extremo del eje de cada uno, ya que con una excitación eléctrica presente en el elemento; esto es un voltaje inducido (voltaje DC) provocará que el eje central del motor gire como cualquier motor, con la observación que la carga que posee es una pesa o disco partido por la mitad, como se observa en la Figura 2.4; que al rotar produce la vibración deseada. Es exactamente el mismo sistema que usan los teléfonos móviles.



Figura 2.4 Micromotor desbalanceado.

(Tomado de: *Datasheet de motores desbalanceados*, Fabricante: Radioshack, Año 2010)

2.2.2. Características eléctricas.

El sistema diseñado contiene mayoritariamente elementos electrónicos, los cuales son de baja potencia y constituyen una combinación de componentes analógicos y digitales. La alimentación del sistema es proveída por una batería de 9V, donde reguladores de voltaje de 1A; LM1117MP-5.0 y LM1117MP-3.3, de +5V y +3.3V respectivamente, alimentarán a los elementos que correspondan.

El sistema también está compuesto por sensores que servirán para cuantificar ciertos parámetros del individuo en observación. Se utilizarán dos tipos de sensores para adquirir datos de la marcha de paciente con PD; sensores de fuerza y acelerómetros para registrar las fuerzas G tanto en el eje vertical como horizontal, datos esenciales para analizar el comportamiento del paciente durante un episodio de FOG.

El dispositivo cuenta con cuatro sensores de fuerza FlexiForce® A-301, los mismos que son lineales y piezoresistivos, es decir, resistencias eléctricas que varían dependiendo de la fuerza aplicada por la planta del pie del paciente. Tienen forma circular de 9.53 mm de diámetro y un grosor de 0.2 mm, con rango de medición equivalente de 0 a 100 lb cada uno [20], y se los utilizarán tanto para conocer la distribución de presión en la planta y para saber cuál es la postura del paciente; es decir, si está de pie, sentado o acostado, que es uno de los aspectos necesarios para determinar si se debe realizar el encendido automático de los componentes mecánicos mencionados anteriormente, que deben activarse solamente si el paciente se encuentra de pie. En la Figura 2.5 se muestra el tipo de sensor de fuerza utilizado.



Figura 2.5 Sensor de fuerza FlexiForce® A-301.

(Tomado de: Datasheet de sensores FlexiForce® A-301, Fabricante: Tekscan, Año 2013)

Para el uso de este sensor, el fabricante recomienda el circuito mostrado en la Figura 2.6, siendo la ecuación del voltaje salida de este circuito:

$$V_o = -\frac{R_f}{R_{sensor}} V_i ; V^-_{sat} \leq V_o \leq V^+_{sat} \quad (2.1)$$

Donde para el LM358 el voltaje V^-_{sat} típico es de 5mV, y el voltaje V^+_{sat} es de $V_{cc} - 1.5$, es decir 3.5V. Para este circuito, V_i debe ser un voltaje negativo para que V_o sea positivo y el OpAmp se encuentre en zona lineal, sin embargo en el diseño no se contempla el uso de fuentes de regulación de voltajes negativos lo cual obligo a un nuevo diseño electrónico.

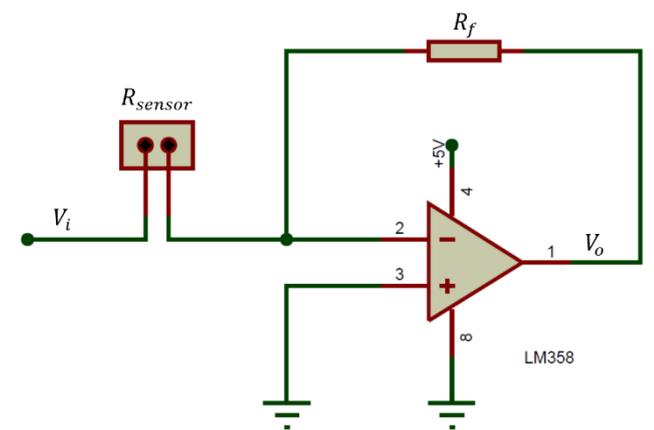


Figura 2.6 Circuito sugerido por el fabricante para sensor de fuerza.
(Diseño tomado de: Datasheet de sensores FlexiForce® A-301, Fabricante: Tekscan, Año 2013)

En el nuevo diseño se hace uso del LM358, el cual es un OpAmp de alimentación unipolar debajo offset de entrada, bajo ruido y bajo consumo de energía, algo muy importante de considerar en diseños de sistemas electrónicos alimentados por baterías. Este elemento está conectado en

configuración 'amplificador no inversor', según se muestra en la Figura 2.7, donde la ecuación de voltaje de este circuito es:

$$V_o = \left(1 + \frac{R1+R2}{R_{sensor}}\right) V_i ; V^-_{sat} \leq V_o \leq V^+_{sat} \quad (2.2)$$

Ahora se observa que ya no son necesario voltajes negativos en la entrada sino positivos, para garantizar la operación correcta del OpAmp en zona lineal.

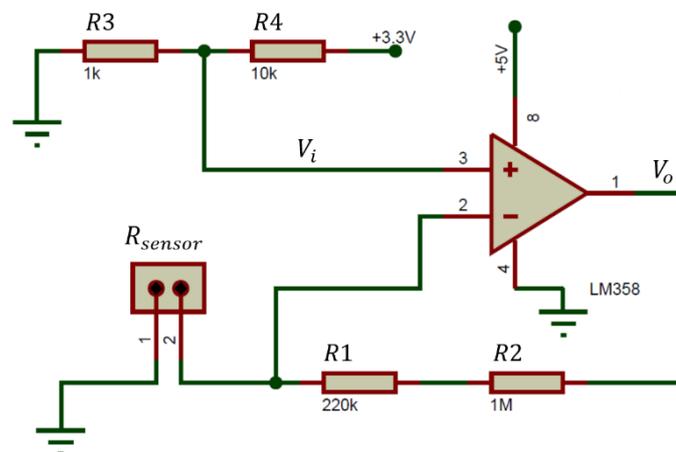


Figura 2.7 Circuito planteado para Sensor de fuerza.

Como se puede observar en la Figura 2.7 se tiene un divisor de voltaje a la entrada del OpAmp, lo cual es necesario para que el voltaje DC presente siempre en la salida no sea alto, por lo que se decidió usar una fracción del voltaje de salida del regulador de +3.3 V. El voltaje de entrada del OpAmp está dado por:

$$V_i = 3.3 \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) \quad (2.3)$$

Los valores resistivos de R3 es de 1kΩ y de R4 es 10kΩ, se tiene que V_i es 0.3V, con lo cual se cumple la condición de offset mínimo DC deseado a la salida del elemento.

Adicionalmente hay que hacer notar la presencia de dos resistores en serie, con diferentes valores (R1 y R2); esto es debido a que se necesita un resistor de realimentación equivalente a 1.22MΩ, experimentalmente, el OpAmp llegue a su saturación positiva cuando se tiene una fuerza equivalente a 50 lb, que es el peso máximo estimado que soportará cada sensor para esta aplicación; aunque como se mencionó anteriormente, el sensor soporta hasta 100 lb.

Un aspecto muy importante de considerar en la implementación del diseño es la calibración de los sensores de fuerza, que básicamente consiste en lograr tener una curva que permita relacionar el voltaje V_o con la fuerza aplicada sobre cada sensor para posteriormente encontrar una relación entre ellos.

Los datos de los sensores se muestran en la Figura 2.8 y fueron obtenidos mediante pruebas realizadas en las instalaciones del laboratorio LEMAT (Laboratorio de Ensayos Metrológicos y de Materiales) ubicado en el Campus

“Gustavo Galindo” de la ESPOL. Posteriormente se aplicó una regresión lineal a los datos de cada sensor para obtener la constante de calibración de cada uno que será la utilizada para la conversión de datos de voltaje a fuerza aplicada (lb).

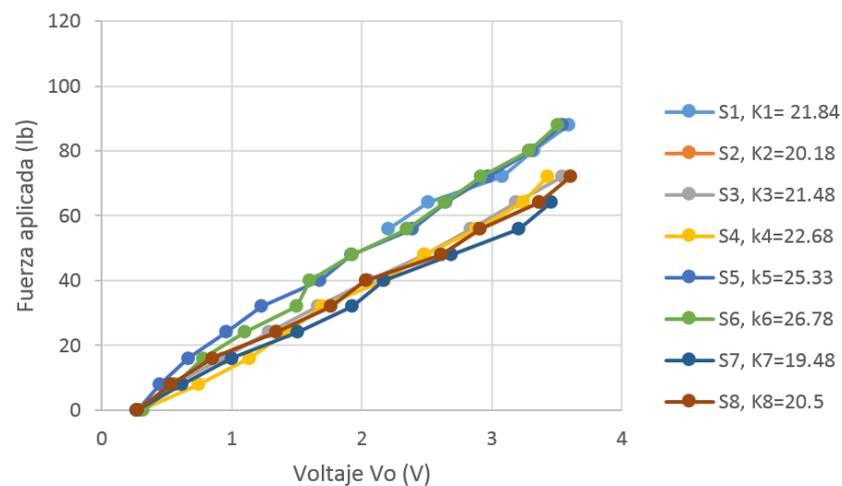


Figura 2.8 Curvas de calibración de los sensores de fuerza. Voltaje medido vs fuerza aplicada. En el panel de la derecha se observan las constantes de calibración (k) para cada uno de los sensores.

La ecuación general que relaciona el voltaje con la fuerza aplicada en libras es:

$$F_n = k_n(V_o - 0.3) \quad n = 1, 2, \dots, 8 \quad (2.4)$$

Donde F_n representa la fuerza aplicada sobre el n-ésimo sensor y k_n la constante de calibración.

Dado que el diámetro de cada sensor no varía, su área está definido por:

$$A_s = \pi \left(\frac{d_s}{2} \right)^2 = 0.7133 \text{ cm}^2 \quad (2.5)$$

Y conociendo la relación:

$$P_n = \frac{F_n}{A_s} \quad (2.6)$$

Donde P_n es la presión que se aplica sobre el n-ésimo sensor, entonces la presión y la fuerza son directamente proporcionales.

La unidad de magnitud de la fuerza aplicada obtenida fue lb, pero se trabajará en Newtons (Nw), y la ecuación que relaciona estas medidas es:

$$F[Nw] = 4.45 F[lb] \quad (2.7)$$

Reemplazando las expresiones anteriores en la ecuación de presión se obtiene:

$$P_n = 6.245k_n(V_o - 0.3) \quad [Nw/cm^2] \quad (2.8)$$

Debido a la relación anterior, a partir de ahora se referirá a los sensores como sensores de presión y no de fuerza.

En el diseño del dispositivo se consideró también la utilización del acelerómetro Memsic 2125 de Parallax, el cual es un acelerómetro digital de baja potencia, ruido y costo capaz de medir aceleración dinámica en un rango de ± 3 G en dos ejes, tal como se muestra en la Figura 2.9, con rango de voltaje de operación de 3 a 5.25 V [21].

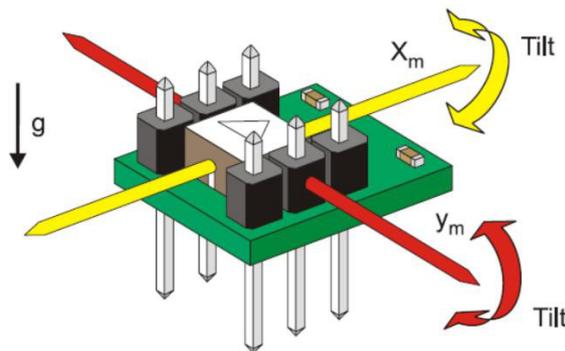


Figura 2.9 Acelerómetro Memsic 2125.
(Tomado de: Datasheet de acelerómetro Memsic 2125, Fabricante: Parallax, Año 2012)

Este sensor estará ubicado en la planta interna del zapato del paciente, con el objetivo de captar información acerca de las fuerzas G que intervienen en la marcha del paciente, en especial cuando éstos sufren una crisis de FOG. Estos datos serán de mucha relevancia para lograr establecer un patrón en los momentos previos al FOG, de tal manera que los estímulos vibratorios actúen automáticamente sobre el paciente cuando éste lo necesite, y permitirá cuantificar la ayuda que el dispositivo realmente brinda al paciente. El fabricante sugiere el circuito mostrado en la Figura 2.10.

Las señales del acelerómetro, son trenes de pulsos, donde el ciclo de trabajo es proporcional a la fuerza aplicada sobre el acelerómetro en un determinado instante de tiempo tal como se muestra en la Figura 2.11.

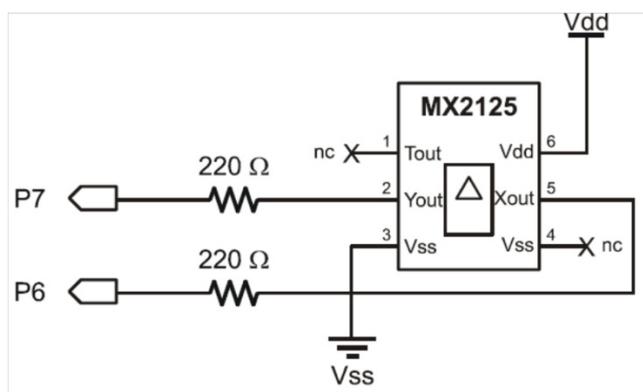


Figura 2.10 Circuito sugerido por el fabricante para el acelerómetro.
(Tomado de: *Datasheet de acelerómetro Memsic 2125, Fabricante: Parallax, Año 2012*)

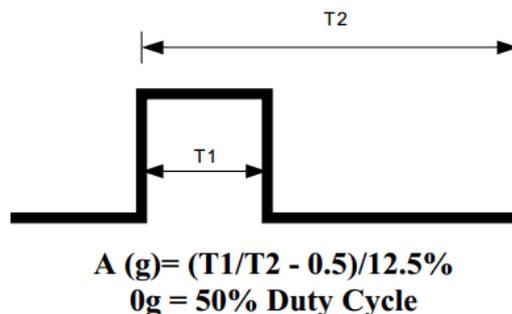


Figura 2.11 Salida típica del ciclo de trabajo.

(Tomado de: Datasheet de acelerómetro Memsic 2125, Fabricante: Parallax, Año 2012)

Esta forma de onda es leída a través de uno de los pines digitales del microcontrolador y, mediante un código escrito en lenguaje C, se determina el ciclo de trabajo para lograr obtener el valor de la fuerza G aplicada.

El sistema además cuenta con un módulo de comunicación vía Bluetooth, el cual enviará la información de los sensores a una PC en tiempo real, y también permitirá el encendido manual por parte del evaluador del paciente, para ayudarlo a salir de una crisis de FOG, así como de un módulo de almacenamiento en una tarjeta de memoria microSD, donde se tendrán los mismos datos que se envían por Bluetooth pero garantizando un respaldo portable.

El dispositivo tendrá un microcontrolador ATmega328P precargado con el gestor de arranque de ARDUINO UNO, como elemento de control del sistema, el cual procesará las señales provenientes de los sensores ya mencionados

así como las operaciones matemáticas necesarias para llevar los datos a las unidades deseadas. En el caso de los sensores de presión, se tiene un voltaje analógico en la salida de sus respectivos OpAmps, proporcional a la presión aplicada sobre los mismos. Estos voltajes analógicos son procesados por el microcontrolador a través de sus ADCs (Convertidor Analógico - Digital) con resolución de 10 bits cada uno [22].

Adicionalmente a todo lo descrito anteriormente, el sistema consta de tres actuadores, que corresponden a tres micromotores DC de 3V cada uno [23], 13000 RPM equivalente a una frecuencia de vibración de 216 Hz, que se aprecia en la Figura 2.12, y que son activados por el microcontrolador a través de una orden de encendido, ya sea automática, o manual, gestionada mediante un dispositivo con Bluetooth.



Figura 2.12 Micromotor DC desbalanceado.

(Tomado de: Datasheet de motores desbalanceados, Fabricante: Radioshack, Año 2010)

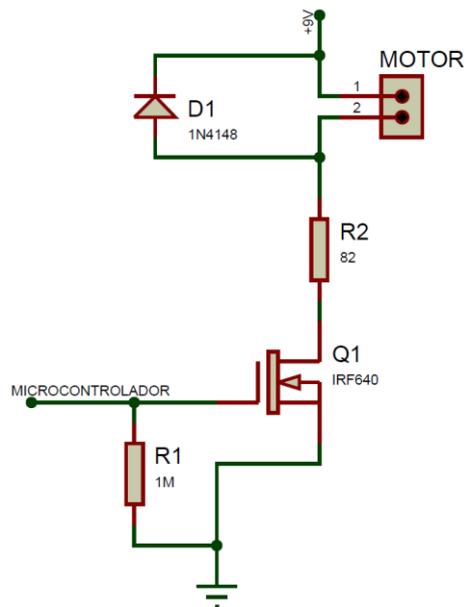


Figura 2.13 Circuito de conmutación para micromotor basado en MOSFETs.

El circuito empleado para el encendido de los motores se muestra en la Figura 2.13, donde se usó el MOSFET IRF640, que actúa como elemento de conmutación para la activación de la estimulación; este circuito es necesario debido a que los motores tienen una corriente nominal de operación de 50mA a 3V, mucho mayor a la corriente máxima de las I/O del microcontrolador, por lo que el circuito actúa como driver del motor y protege el puerto del microcontrolador.

2.2.3. Características ergonómicas.

En la implementación del sistema, se consideró principalmente la ubicación de los componentes vibratorios y la intensidad necesaria para que éstos tengan

un efecto perceptible sobre el paciente sometido a esta terapia, para lo cual se tuvo que colocar los micromotores sobre el área del cuerpo donde exista la mayor cantidad de corpúsculos de Vater - Pacini, que son un tipo de mecanorreceptores encargados de percibir estimulaciones vibratorias de frecuencias entre 100 a 300 Hz., así como presión mecánica ejercida. Estos corpúsculos, que tienen forma de oval, miden aproximadamente 1 mm en el eje mayor y entre 0.2 a 0.3 mm en el eje menor. Se encuentran ubicados mayoritariamente en las yemas de los dedos y las palmas de pies y manos [24].

Tomando en cuenta lo mencionado anteriormente, se realizaron pruebas de las estimulaciones sobre controles de personas sanas, para estar seguros que su ubicación garantice la plena percepción por parte del paciente, en donde el criterio de los sujetos fue dónde mejor percibieron las vibraciones. Se colocaron dos motores en cada extremo del zapato (izquierda – derecha), un el tercer motor ubicado en la lengüeta del zapato para que esté en contacto con el empeine; los lugares donde se ubicaron los motores fueron los que presentaron mayor sensibilidad con respecto a la vibración. La ubicación de los motores en el zapato se presenta en la Figura 2.14.

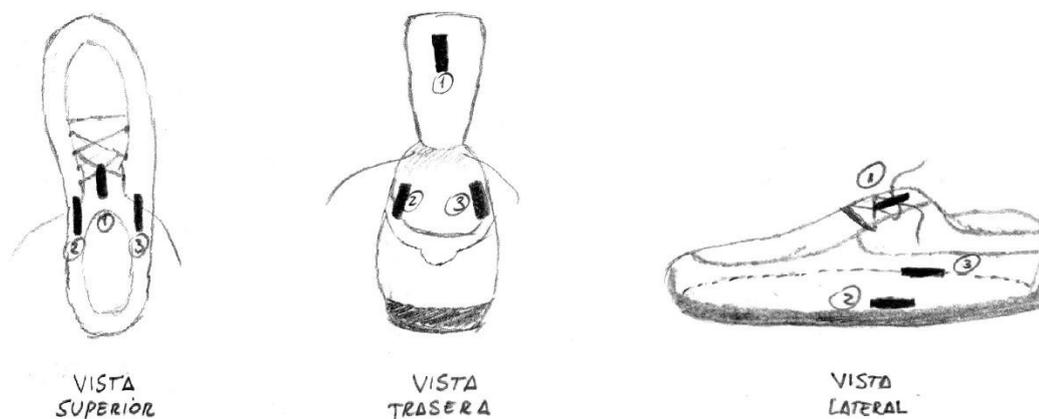


Figura 2.14 Ubicación de los micromotores.

En cuanto a la estimulación en pacientes con eventos de FOG, los estímulos no serán largos ni sostenidos, sino en cadencias de diferentes ritmos lo cual será discutido posteriormente.

Para evitar que el paciente presente algún malestar al momento de caminar, es necesario colocar todos los sensores por debajo o al ras de la plantilla, evitando dejar protuberancias debido a los elementos, conectores o cables. En la Figura 2.15 se observa el montaje del acelerómetro por debajo de la plantilla del zapato.

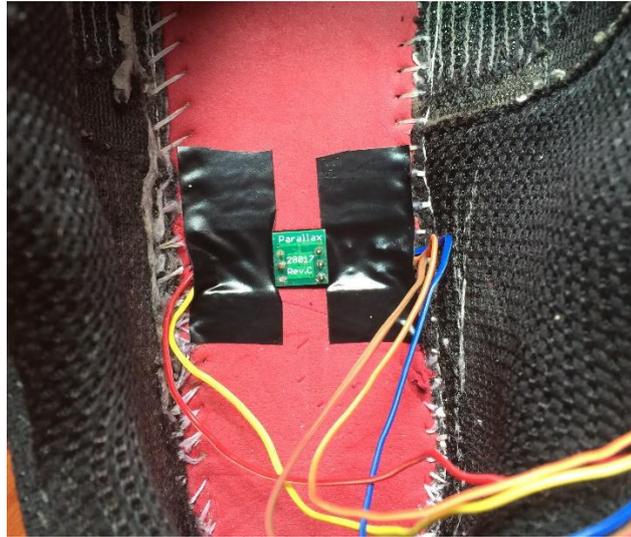


Figura 2.15 Montaje del acelerómetro.

Los sensores de presión deben tener el contacto más cercano posible con la planta del pie del paciente, es por esto que fueron colocados sobre la plantilla del zapato pero haciendo pasar los cables por debajo de la misma mediante pequeños agujeros. Además a lo mencionado, la ubicación de estos sensores debe ser tal que la mayor presión sea ejercida sobre los mismos.

De acuerdo a estudios realizados, se ha determinado que la mayor presión planar en una persona promedio se encuentra en la zona superior del arco planar interno y de la bóveda planar, así como en el talón [25].

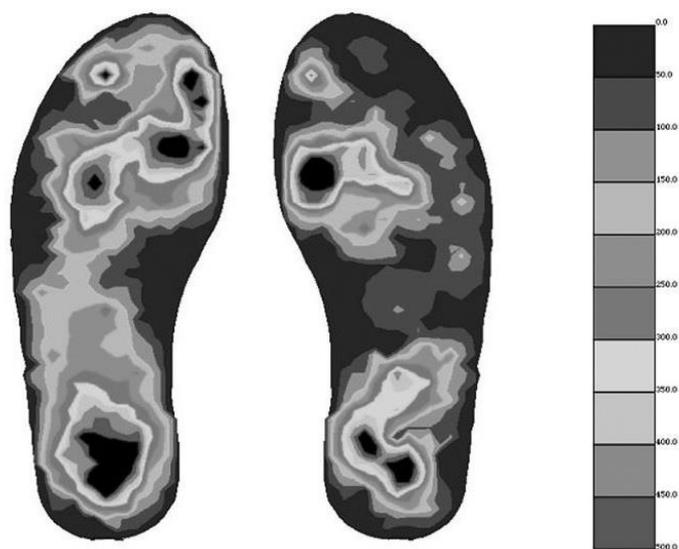


Figura 2.16 Distribución de presión planar promedio.
(Tomado del artículo: "Plantillas instrumentadas. Unidad clínica", Autores: Martínez, A., Pradas, J., et al., Revista Rehabilitación, Enero 2005)

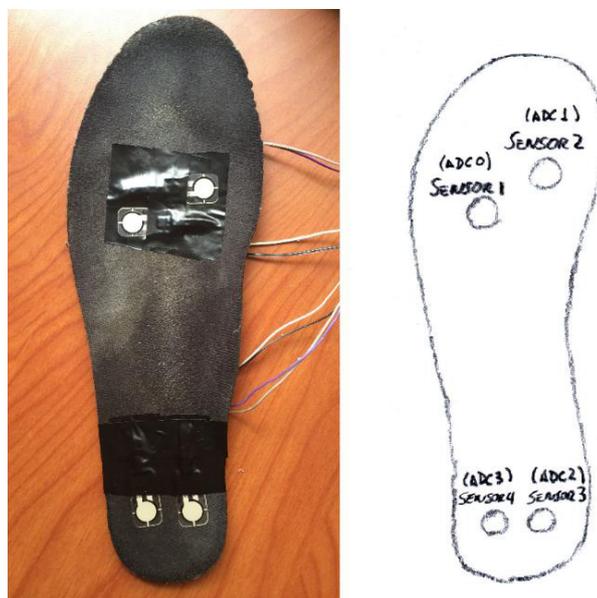


Figura 2.17 Ubicación de sensores en la plantilla del dispositivo.

En la Figura 2.16 se puede observar la distribución de presión total en los pies de una persona promedio, y es por esto que los sensores fueron ubicados de tal manera que cubran la mayor parte de esta área. La ubicación de los sensores se la puede apreciar en la Figura 2.17 con los ADCs involucrados.

2.3. Arquitectura.

Para realizar el diseño de manera óptima, se dividió el sistema completo en seis bloques:

El bloque de captura de datos, por medio de sensores, tanto de presión como el 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, el cual recibe trenes de pulso del acelerómetro y valores de voltaje de los sensores de presión del bloque de captura de datos; estos datos son transformados en valores equivalentes que representan cada medición y que son utilizados para este estudio, es decir fuerzas G para el acelerómetro y Pascales para los sensores de presión. Esta información es ordenada y enviada al bloque de almacenamiento y al bloque 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. Estos datos son almacenados siguiendo un orden pre-establecido, el mismo que es utilizado en el bloque de post-procesamiento.

El bloque de comunicación es formado únicamente por un módulo Bluetooth, el cual permite la transmisión y recepción de datos con una PC u otro dispositivo que admita este protocolo de comunicación, tanto para el envío de los parámetros sensados como para el manejo del encendido y apagado del bloque actuador, que se encuentra conformado por los motores DC desbalanceados.

Finalmente el bloque de post-procesamiento de datos, compuesto por los programas necesarios para el despliegue de la información obtenida, como Excel o Matlab, permitiendo mayor entendimiento de los datos obtenidos.

Esta explicación está resumida en la Figura 2.18.

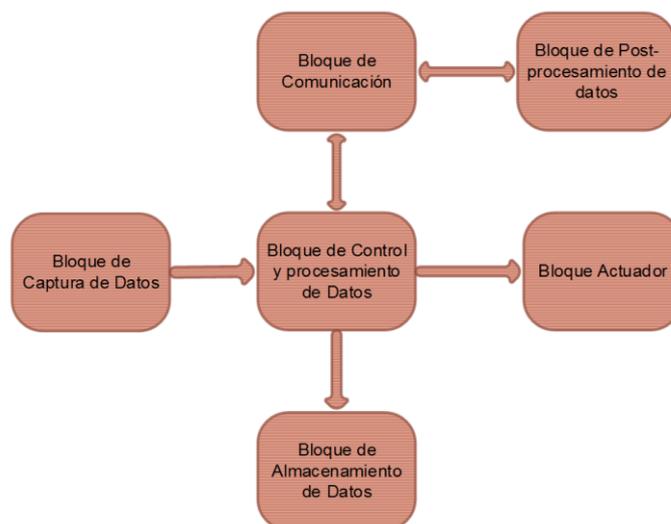


Figura 2.18 Diagrama de bloques del sistema.

2.4. Protocolo de comunicación.

Los protocolos de comunicación usados en el dispositivo son UART (Transmisor – Receptor Asíncrono Universal) y SPI (Interfaz Serial Periférica), que son protocolos de transmisión serial de datos, sin embargo su principal diferencia radica en la ausencia o presencia de la señal de reloj de sincronismo para cada caso respectivamente.

En este sistema el protocolo usado en el bloque de Comunicación es UART, protocolo admitido para transmisiones de datos con dispositivos Bluetooth, mientras que el protocolo usado en el bloque de almacenamiento de datos es

SPI, ya que con esta comunicación es posible que el microcontrolador del bloque de control pueda almacenar información en el módulo microSD.

2.4.1. Transmisor-Receptor Asíncrono Universal.

El protocolo Transmisor-Receptor Asíncrono Universal (UART) corresponde a un tipo de comunicación de transmisión y recepción de datos sin señal de reloj, sin embargo la sincronización se la realiza por sí mismo mediante dos bits de control: START BIT y STOP BIT. Trabaja a Full Duplex dado que posee dos líneas independientes para transmisión y recepción de datos.

Tanto para transmisión como para recepción se fija una misma tasa de bits, lo cual indicará la velocidad de transmisión de la información bit a bit, existiendo valores disponibles de 300, 600, 1200, 2400, 4800, 9600 bps, entre otros y se fija un tiempo de espera por bit, que se relaciona inversamente con la tasa de bits, llamado tiempo de bit, permitiendo que internamente exista una línea de reloj ficticia, que servirá para el control de flujo de datos recibidos o enviados. También está disponible otro bit de control llamado bit de paridad, usado para detectar errores en la transmisión de datos.

El funcionamiento de este protocolo es tal que la información es transmitida por partes, dependiendo de las características del módulo UART utilizado. Para este caso se usará el módulo embebido en el microcontrolador

ATmega328P, que permite la división de información en grupos de 5 a 9 bits, sin incluir bits de control, los cuales son enviados uno a uno por medio del pin Tx y almacenados en el buffer UART del receptor a través su respectivo pin Rx, de tal manera que la línea deba estar en alto cada vez que no haya transmisión de información [22]. El IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) Arduino, por defecto, tiene configurada la división de la información en grupos de 8 bits, sin bit de paridad pero un bit de parada [26].

En el momento en que se transmite o recibe información, el dispositivo transmisor debe colocar en bajo la línea por un tiempo de bit, para indicar al receptor que está por enviar la información, luego de esto se envía el dato bit a bit con una duración también de un tiempo de bit. Una vez terminado el envío de los datos el transmisor debe poner en alto la línea sea por uno o dos tiempos de bit, dependiendo de la configuración de los dispositivos conectados, para indicar el fin de transmisión tal como se muestra en la Figura 2.19.

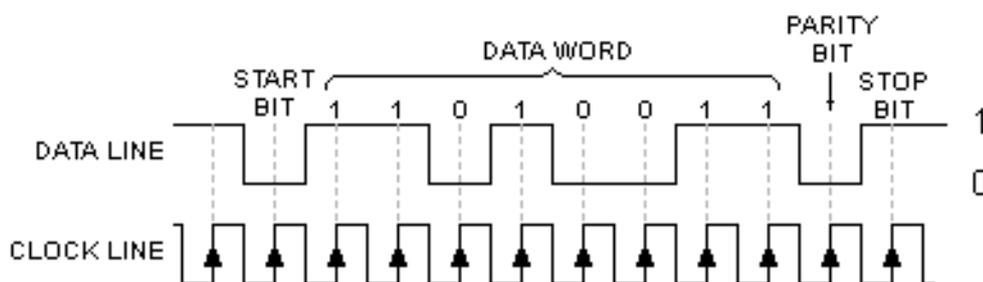


Figura 2.19 Diagrama de tiempo de Tx/Rx UART.
(Tomado de: Estándar UART, www.hw-server.com, visitado el 06 de julio de 2014)

2.4.2. Interfaz Serial Periférica.

El protocolo de Interfaz Serial Periférica es un tipo de comunicación serial para transmisión y recepción de datos de alta velocidad y en cortas distancias que permite la conexión de un dispositivo central llamado Maestro con otros dispositivos periféricos llamados Esclavos sincronizados a través de una señal común de reloj [27]. Este protocolo se asemeja al UART ya que transmite bit a bit la información desde un buffer, típicamente de 8 bits, del transmisor, a un buffer similar de recepción; sin embargo, su principal ventaja es que se puede seleccionar uno de entre varios dispositivos periféricos a la vez, controlándose a través de su respectivo pin de habilitación SS.

SPI funciona con cuatro líneas principales que controlan el flujo de entrada y salida de datos, dependiendo de la configuración del dispositivo periférico, que puede ser en modo Esclavo o modo Maestro. Estas líneas son: de Selección de Esclavo (SS), de datos de Salida del Maestro – Entrada del Esclavo (MOSI), de datos de Entrada del Maestro – Salida del Esclavo (MISO) y del reloj de Sincronización (SCK) [22].

2.4.2.1. Modo Esclavo.

En el Modo Esclavo, el dispositivo periférico se encuentra con su pin SS siempre como entrada en donde si el Maestro mantiene en alto esta señal, el

Esclavo ignorará la información de las líneas MOSI y SCK. En caso que el Maestro sostenga un bajo en la línea SS del periférico, entonces significará que éste desea comunicarse con el Esclavo y se da comienzo a la transmisión de datos del Maestro al Esclavo, desde el LSB hasta el MSB (por defecto), a través de un registro de desplazamiento que almacenará la información hasta que se llene su buffer, que para el caso del ATmega328P es de 8 bits [22].

2.4.2.2. Modo Maestro.

Este modo es muy similar que el anterior pero su explicación se debe realizar desde otra perspectiva, ya que el dispositivo periférico es ahora el maestro y controlará cualquier otro dispositivo conectado a sus líneas SPI. La definición del pin SS del Maestro como salida no afecta la operación de esta comunicación, y su utilización será como la que se mencionó anteriormente, sólo para selección de los esclavos conectados al mismo.

Si el pin SS del Maestro se lo define como entrada podría constituir un problema, ya que el dispositivo periférico es sensible a cambios de nivel lógico en esta línea, tanto que a pesar de ser concebido como Maestro, un nivel bajo en SS lo convertiría en Esclavo, por lo que para este caso se debe asegurar mediante circuitería externa que esto no suceda.

En el caso de que el dispositivo periférico sea otro microcontrolador, este problema puede ser solucionado mediante bits de configuración del módulo SPI del mismo.

En la Figura 2.20 se puede observar un diagrama de tiempo de como las señales se comportan en una transmisión de datos con SPI.

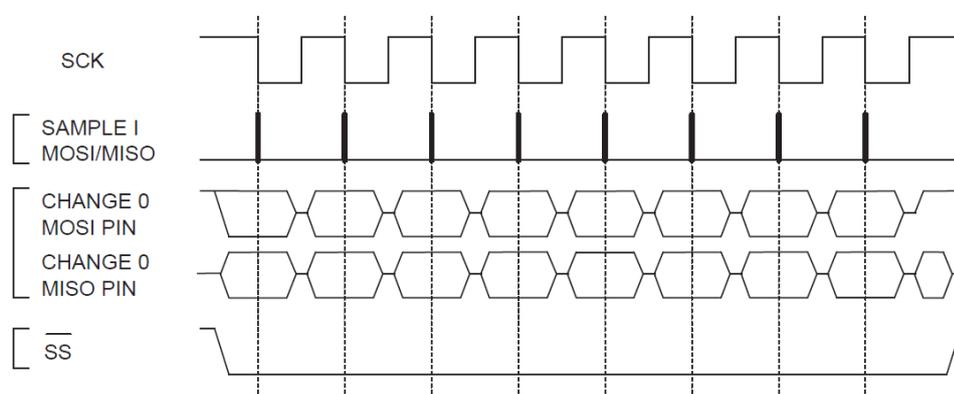


Figura 2.20 Diagrama de tiempo de Tx/Rx SPI.

(Tomado de: Datasheet del microcontrolador ATmega328P, Fabricante: Atmel, Año 2009)

2.5. Decisiones de diseño e implementación.

Durante el desarrollo del dispositivo mencionado en este documento, se tuvo que tener en consideración aspectos prácticos para la implementación del mismo y así evitar malos funcionamientos; estos aspectos conllevaron a tomar decisiones que serán analizadas más adelante en esta sección.

Primeramente para la construcción del dispositivo se tuvo que tener en cuenta que en el zapato; debido a su reducido espacio interno, es muy complicado colocar una PCB dentro en el mismo sin que cause molestias al paciente que lo utiliza, sin embargo el dispositivo utiliza elementos que sensan la marcha, los cuales necesitan estar embebidos en el zapato. Es importante también evitar capturar datos errados causados por perturbaciones externas que pudieran suscitarse; es por esto que en la implementación se dividió el dispositivo en dos partes bien marcadas: componentes interiores y exteriores.

Los componentes interiores son aquellos que se encuentran colocados ergonómicamente en la parte interna del zapato usado por el paciente, ya que de no ser así no podrían brindar confiabilidad en su desempeño. Los componentes interiores se encuentran compuestos por un acelerómetro que se encarga de cuantificar la variación en la velocidad de los pies durante la marcha (aceleración), así como por sensores de presión, ubicados dentro del zapato los cuales sensarán la presión ejercida en los puntos donde existe más apoyo en la planta del pie, por lo que estos sensores deben estar en contacto con el pie del paciente. Así mismo, los motores DC desbalanceados que proporcionarán los estímulos vibratorios, deben colocarse dentro del zapato para que la acción mecánica de los mismos sea percibida con mayor intensidad por parte del usuario. Su ubicación exacta se decidió por experiencia previa en controles sanos como se explicó anteriormente, dado

que no se encontró información sobre la distribución y localización de los mecanorreceptores de Pacini en los pies.

En cuanto a los componentes exteriores, no es necesario que se encuentren en el interior del zapato y que por motivo del limitado espacio deben ser colocados afuera del mismo. Como primer elemento se tiene el microcontrolador ATmega328P junto con los módulos Bluetooth y microSD, y la PCB del sistema que contiene la circuitería electrónica necesaria para el funcionamiento del mismo. Todos estos elementos se encuentran contenidos en una caja de acrílico, presentada en la Figura 2.2.

En lo referente a los estimuladores vibratorios, éstos son activados o desactivados por la orden del microcontrolador ya sea un alto o un bajo respectivamente. Se debe mencionar que los motores desbalanceados de los estimuladores se encienden con 3V teniendo una corriente nominal de 100 mA [23]; y los pines digitales del microcontrolador ATmega328P tienen un voltaje de salida de 5 V con una corriente máxima de 40 mA [22], es por esto que se debe diseñar un circuito que sirva de driver de conmutación para los motores mencionados.

En primera instancia se diseñó un circuito en base a BJTs como en la Figura 2.21, eligiendo la resistencia de 3.3K Ω para garantizar el estado de saturación

con 5 V y el de corte con 0 V en la salida del microcontrolador; sin embargo, debido a que el voltaje de salida no llega a un alto lógico verdadero, los motores no podrían tener la corriente suficiente para su encendido pleno, por lo que se decidió que la salida del microcontrolador con el circuito de conmutación deben estar aislados, algo que se logra con el uso de FETs.

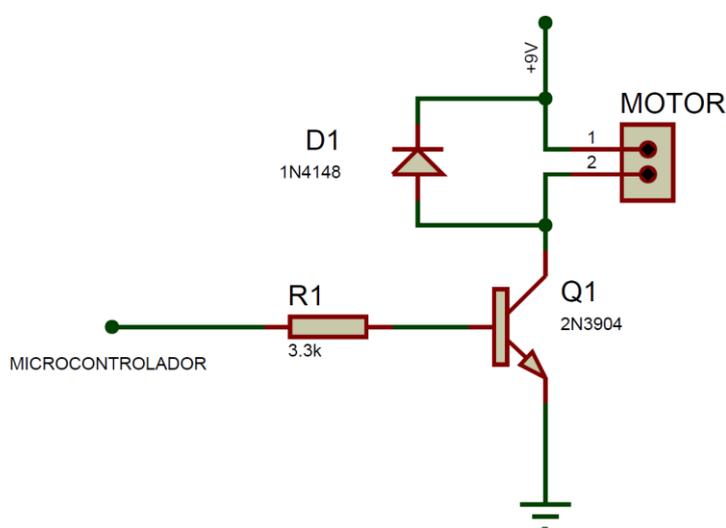


Figura 2.21 Circuito de conmutación para micromotor basado en BJTs.

Se diseñó un circuito de conmutación en base a MOSFETs, específicamente el IRF640, debido a sus características de desacoplamiento en el GATE, con lo que se pudo realizar el encendido de motores sin inconvenientes y, dependiendo de la resistencia en el GATE, se podría manipular la corriente que da el microcontrolador, por consiguiente su voltaje de salida, serán los 5V necesarios al momento que se desea el encendido de los micromotores,

siendo un circuito por cada micromotor, es decir tres circuitos iguales, lo cual puede ser apreciado en la Figura 2.13.

Otra decisión tomada en cuanto a la implementación electrónica del dispositivo, fue el uso de ciertas resistencias con tecnología SMT (Tecnología de Montaje Superficial) para reducir el tamaño del dispositivo lo máximo posible, así también se usaron módulos con componentes pequeños para que todo el dispositivo entre en una tobillera y sea lo más cómodo y liviano posible.

Finalmente, se decidió montar todo el dispositivo en zapatos talla 8.5, ya que ésta sería la talla promedio en nuestro entorno. Es importante destacar también que se realizaron varias pruebas con zapatos talla 8 y 10, los mismos que resultaron o muy pequeños o muy grandes, lo que era un inconveniente ya que los sensores no realizaban un trabajo óptimo, incluso la caminata normal de los pacientes se veía afectada.

2.6. Diseño de pruebas.

Las pruebas en los pacientes y en controles sanos consisten en una caminata en un circuito cuyas dimensiones y características se pueden apreciar en la Figura 2.22. El objetivo de esta prueba era por un lado comprobar, en controles sanos, el correcto funcionamiento de los sensores del dispositivo así como de los estímulos vibratorios mediante una conexión Bluetooth con una PC, donde

también se comprobaba la correcta recepción de datos y almacenamiento en la memoria microSD.

En base a estas pruebas se determinó la cadencia del estímulo sobre el sujeto, ya que era posible variar la duración de la vibración, llegando a tomar como mejor estímulo el encendido de los motores por un tiempo de medio segundo, y otro medio segundo su apagado, repitiéndose constantemente mientras dure el episodio de FOG. Esta cadencia fue tomada en base a experiencias con varios pacientes con PD-FOG y controles sanos.

De acuerdo a observaciones e investigaciones realizadas en pacientes con PD-FOG, se tiene conocimiento que caminos estrechos, curvas al caminar, presencia de mucha gente en el camino o cualquier otra acción que aumente la carga cognitiva en el paciente produce un episodio de FOG en ellos [28], es por esto que las características del circuito a recorrer por los individuos durante la prueba fueron tales que indujeron tal congelamiento.

Los pacientes se sometieron a un recorrido de 22.2 m que consiste en caminar 2.4 m en línea recta, luego hacer un giro a la izquierda y avanzar 4.2 m hasta una puerta doble (una puerta cerrada otra abierta), continuar el camino por 4.5 m más, para posteriormente dar media vuelta y repetir el camino de regreso.

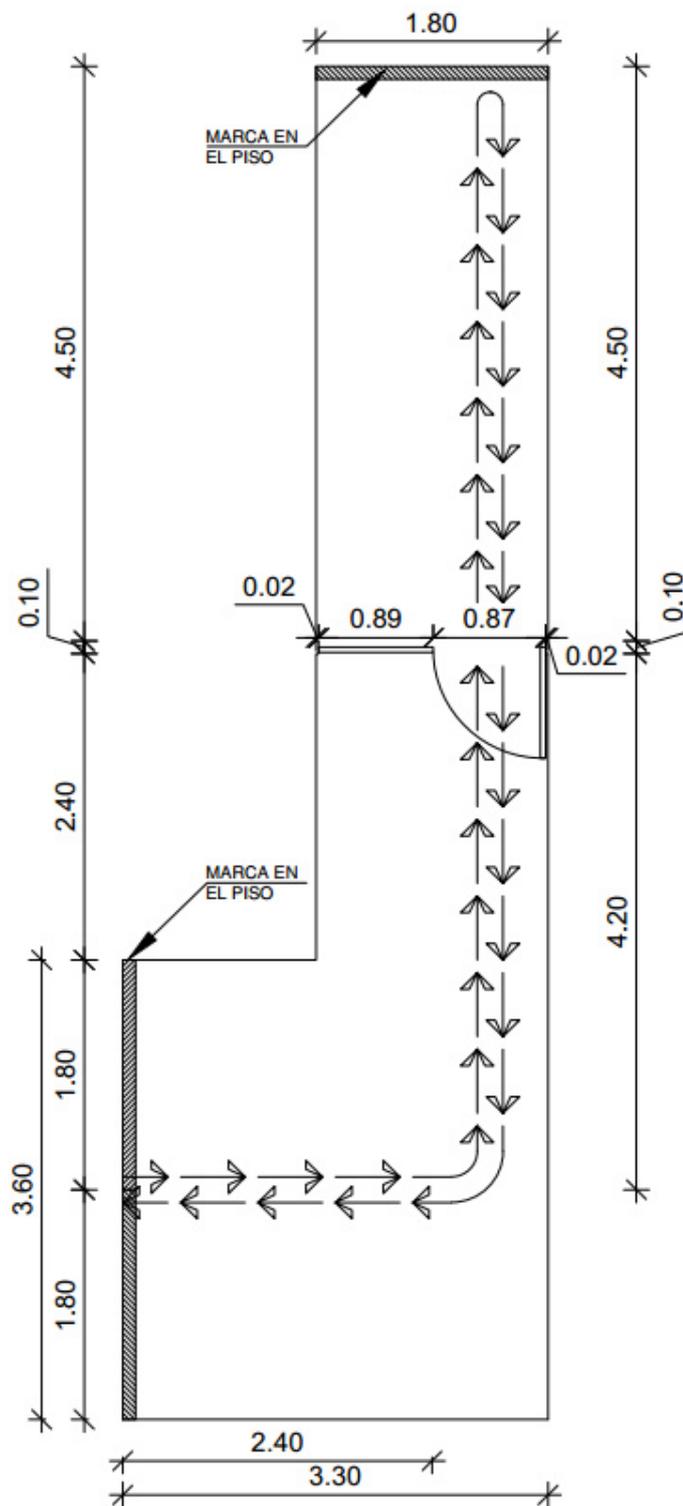


Figura 2.22 Vista superior del recorrido usado durante la prueba.

Tanto los giros hacia un costado, la media vuelta para el retorno como el hecho de cruzar una puerta semi abierta constituyen obstáculos que producen estrés sobre los individuos con PD para inducir un episodio de FOG.

Como parte de la prueba, se hizo que el paciente haga dos recorridos, donde uno de ellos era con estimulación (ON) y otro sin estimulación (OFF), definido de manera aleatoria, pudiendo ser ON-OFF u OFF-ON, con el fin de reducir el factor aprendizaje o la predisposición psicológica de ellos.

Previo y posterior al recorrido se realizaron cuestionarios a los pacientes a fin de conocer información general de ellos así como su percepción sobre la ayuda que el dispositivo les haya podido brindar. Los cuestionarios de antes y después de las pruebas se encuentran adjuntos en el Anexo 1 y Anexo 2 respectivamente.

CAPÍTULO 3

ANÁLISIS DE COSTOS Y PRESUPUESTO

En este capítulo se mostrarán los costos de los componentes necesarios para la construcción de los dispositivos, sin tomar en cuenta los gastos que se tuvo que hacer por la compra de elementos extras, como por ejemplo resistores de diferentes valores, que fueron de utilidad durante las pruebas, previo a la implementación en PCB, y que luego se decidió no usar.

Los precios de los elementos mostrados en este capítulo corresponden a las adquisiciones realizadas en el mes de noviembre del 2013, tanto en el mercado nacional como importaciones, para el caso de los componentes que no se pudo conseguir dentro del país.

3.1. Componentes electrónicos.

Tabla 3.1 Presupuesto de componentes electrónicos para dos dispositivos
(pie izquierdo y derecho)

Unidad	Ítem	Costo Unitario	Costo Total
2	Acelerómetro de 2 ejes Memsic 2125	\$ 45.00	\$ 90.00
2	Módulo Bluetooth HC-06	\$ 23.00	\$ 46.00
2	Módulo de Almacenamiento microSD	\$ 7.00	\$ 14.00
2	Tarjeta de memoria microSD 4GB	\$ 5.00	\$ 10.00
2	Batería de 9V	\$ 3.00	\$ 6.00
2	Microcontrolador ATmega328P	\$ 8.00	\$ 16.00
2	Cristal 16MHz	\$ 2.00	\$ 4.00
4	Amplificadores Operacionales LM358	\$ 0.75	\$ 3.00
4	Reguladores de voltaje LM1117	\$ 0.50	\$ 2.00
14	Resistencias SMT	\$ 0.03	\$ 0.42
26	Resistencias Through-hole	\$ 0.05	\$ 1.30
6	MOSFETs IRF640	\$ 1.15	\$ 6.90
10	Capacitores	\$ 0.15	\$ 1.50
2	Pulsadores	\$ 0.25	\$ 0.50
2	LEDs	\$ 0.10	\$ 0.20
2	PCB	\$ 18.00	\$ 26.00
Total			\$ 237.82

3.2. Componentes mecánicos.

Tabla 3.2 Presupuesto de componentes mecánicos para dos dispositivos (pie izquierdo y derecho).

Unidad	Ítem	Costo Unitario	Costo Total
1	Juego de 8 sensores de presión Tekscan FlexiForce®	\$ 117.00	\$ 117.00
6	micromotores desbalanceados 3V	\$ 6.50	\$ 39.00
Total			\$ 156.00

3.3. Otros componentes.

Tabla 3.3 Presupuesto de otros componentes para dos dispositivos (pie izquierdo y derecho).

Unidad	Ítem	Costo Unitario	Costo Total
2	Caja contenedora de acrílico	\$ 15.00	\$ 30.00
2	Juego de conectores machos	\$ 3.00	\$ 6.00
8	Zócalos	\$ 0.20	\$ 1.60
2	Juego de conectores hembras	\$ 6.00	\$ 12.00
2	Switch de 3 estados	\$ 0.50	\$ 1.00
4	Jumper	\$ 0.10	\$ 0.40

8	Recubrimientos de protección de motores	\$ 2.00	\$ 16.00
2	Bornera de 2 terminales	\$ 0.40	\$ 0.80
2	Cable conector para batería de 9V	\$ 0.20	\$ 0.40
1	Par de zapatos deportivos	\$ 25.00	\$ 25.00
2	Tobillera de tela y velcro	\$ 3.00	\$ 6.00
Total			\$ 99.20

3.4. Mano de obra

Tabla 3.4 Presupuesto de mano de obra

Horas de Trabajo	Ítem	Costo Unitario	Costo Total
2	Diseño de circuito y pruebas en protoboard	\$ 15.00	\$ 30.00
2	Diseño de PCB		\$ 30.00
8	Implementación en PCB		\$ 120.00
2	Implementación del sistema en zapatos		\$ 30.00
2	Pruebas finales del sistema y calibración		\$ 30.00
Total			\$ 240.00

CAPÍTULO 4

EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

Los experimentos fueron realizados en el Hospital del IESS “Teodoro Maldonado Carbo” de la ciudad de Guayaquil, en el área de Neurología y en pasillos del área de Urología, ya que fueron los lugares donde se presentaron las facilidades para realizar las pruebas.

Cabe mencionar que los pacientes acudieron voluntariamente al llamado hecho para someterse a las pruebas, dichos contactos fueron facilitados por la Dra. Rocío Santibáñez, y autorizado por el Dr. Carlos Navas, neurólogos del Hospital. Estos pacientes tenían PD con una evolución de al menos 5 años y mayores a 45 años, estos y otros datos se muestran en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1 Tabla de datos relevantes de los pacientes voluntarios para las pruebas

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

4.1. Pruebas experimentales en controles sanos

Estas pruebas se realizaron con la finalidad de comprobar el funcionamiento del dispositivo y poder resolver los problemas que pudieren presentarse, además obtener opiniones de diferentes personas acerca de cuál es la mejor ubicación y cadencia para los estímulos vibratorios.

De acuerdo a lo manifestado por las personas sometidas a las pruebas, se determinó las localizaciones idóneas donde se encuentran instalados los estimuladores, junto a esto, se hicieron pruebas dando órdenes de encendido (tren de pulsos con un periodo de un segundo) con ciclos de trabajo del 10, 25, 50, 75 y 100 por ciento. En la Figura 4.1 se muestran las señales y sus correspondientes porcentajes de ciclo de trabajo

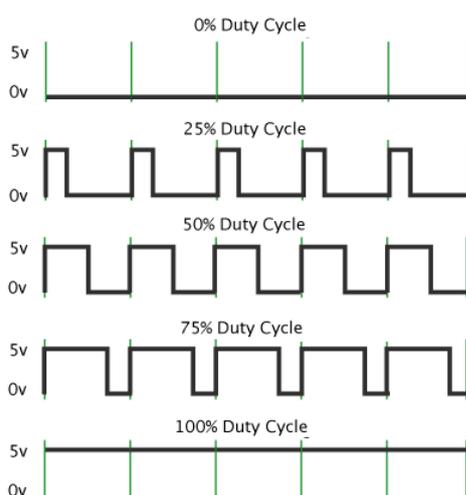


Figura 4.1 Ejemplos de diferentes ciclos de trabajo
(Tomado de: PWM, www.playground.arduino.cc, visitado el 09 de julio de 2014)

Las mejores opiniones obtenidas fueron al usar un ciclo de trabajo de 50% y 100%, debido a que había una percepción mayor y mejor el estímulo, sin embargo cuando se mantiene encendido los motores constantemente la descarga de las baterías es muy rápida, lo que afecta el tiempo que puede permanecer encendido el dispositivo. Para evitar este problema se resolvió por utilizar un ciclo de trabajo de 50%.

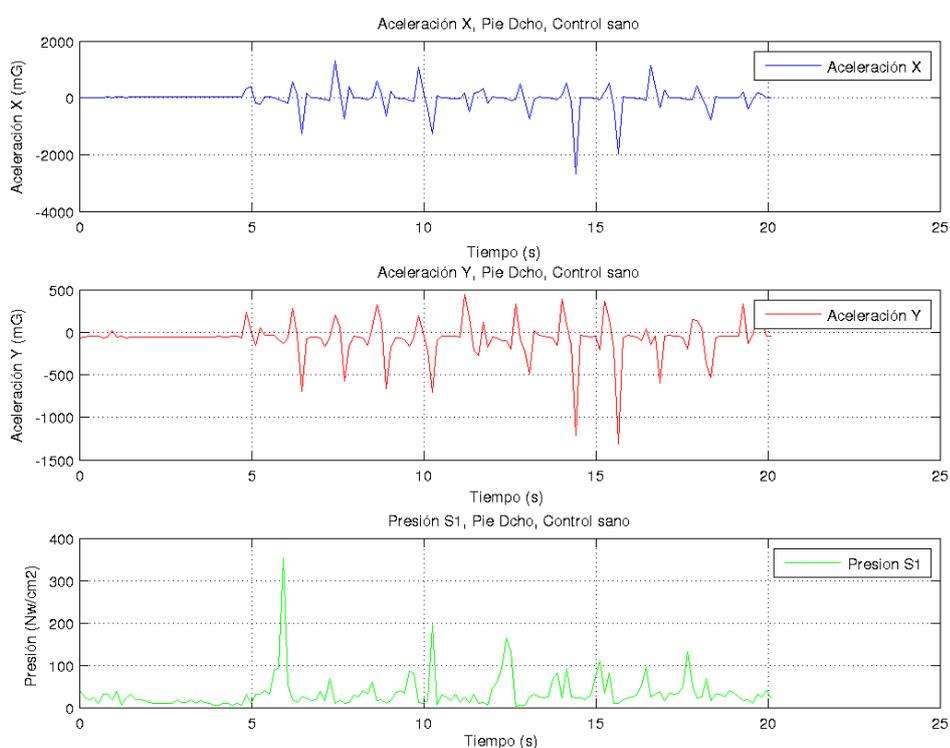


Figura 4.2 Gráficos de datos capturados de aceleración y presión en control de sano, pie derecho

Además con estas pruebas se pudo verificar el funcionamiento tanto de los sensores de presión como de los acelerómetros, ya que en el uso del dispositivo se obtuvieron datos donde se puede diferenciar cuando un sujeto se encuentra detenido y cuando está caminando, como se puede apreciar en la Figura 4.2, que para este caso consideraremos sólo los datos del pie derecho.

4.2. Pruebas experimentales en pacientes con enfermedad de Parkinson y análisis de resultados.

Las pruebas en controles sanos permitieron afinar y ajustar parámetros del dispositivo, y determinar el perfecto funcionamiento y registro de datos. Con esta experiencia, se procedió a citar siete pacientes con PD, que habían sido evaluados y controlados previamente por el personal del departamento de neurología del Hospital del IESS “Teodoro Maldonado Carbo”, por la Dra. Rocío Santibáñez como candidatos para la prueba. Estos pacientes tenían una evolución de la PD de no menos de 5 años, y con la observación de haber tenido FOG anteriormente (ver tabla 4.1).

A los pacientes se los convocó en grupos durante los días 4, 10, 16 y 18 de junio del 2014 en la unidad de neurología del hospital, tal como se mencionó en el Capítulo 2. Al momento de concretar la entrevista con los pacientes, se

procuró que estos se encuentren bajo el mínimo efecto farmacológico, considerando el horario en que los pacientes toman su medicación, por lo que se organizó la hora de la cita de tal manera que el paciente esté próximo a la hora del siguiente medicamento, es decir que el efecto farmacológico haya disminuido casi en su totalidad.

Debido al derecho de privacidad de cada uno de los pacientes, sus nombres no serán divulgados y se los referirá como *Paciente #“xx”*, donde “xx” representa el número asignado a cada uno de ellos, para poderlos identificar.

En este capítulo se analizarán solamente los resultados obtenidos en dos pacientes en particular, Paciente #4 y #7, quienes tuvieron episodios claros de FOG, y se comprobará si la estimulación ayudará a los pacientes. Para este análisis se realizaron comparaciones de los datos registrados durante el recorrido de los pacientes con estimulación (ON) y sin estimulación (OFF).

El análisis de las series temporales: para ello se utilizaron los datos de aceleración en el eje horizontal (X) a lo largo del tiempo que duró el recorrido. La información obtenida de la aceleración en el eje vertical (Y) es similar a la del eje horizontal (X).

- **Tiempo total de recorrido (t_T):** Esta variable se define como el tiempo en segundos que transcurre desde el instante en que el paciente da el primer paso, desde la marca de inicio, hasta que completa todo el recorrido llegando al mismo punto donde empezó. Durante la evaluación de cada paciente se tendrán dos tiempos totales de recorrido, uno para la prueba ON y otro para la prueba OFF.

Para cuantificar el porcentaje de cambio de este tiempo se utilizó la siguiente ecuación:

$$\%t_T = \frac{t_T(OFF) - t_T(ON)}{t_T(OFF)} \times 100 \quad (4.1)$$

Para obtener estos tiempos se observará los videos registrados a cada paciente, tomando el tiempo con un cronómetro estándar. Los registros tanto de aceleración como de presión registrados, no nos proporcionan información del inicio de la marcha, dado que el FOG se presenta justamente antes de iniciar la marcha.

- **Episodios de FOG (N_{FOG}):** Este parámetro se define como el número de eventos en que el paciente, sometido a la prueba, experimenta una dificultad en la marcha, ya sea debido a que camina irregularmente o se ha detenido por completo. Esto se lo determinará observando las

gráficas de aceleración, las cuales mostrarán un comportamiento anormal en los datos representados por oscilaciones de mayor frecuencia así como una reducción considerable en su amplitud (ver figuras 4.3, 4.4, 4.8 y 4.9); adicionalmente, este resultado se lo comprueba en base a la observación del video registrado del paciente, considerándose que un episodio de FOG se presenta desde que el paciente reduce drásticamente la velocidad de la marcha, da pasos cortos o se detiene por completo, hasta el que su caminata se normalice nuevamente.

Para poder cuantificar la mejoría del paciente con respecto al número de episodios de FOG se realizará el cálculo del porcentaje con la siguiente fórmula:

$$\%N_{FOG} = \frac{N_{FOG(OFF)} - N_{FOG(ON)}}{N_{FOG(OFF)}} \times 100 \quad (4.2)$$

- **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 lo medirá desde el momento en que el paciente presenta un episodio de FOG hasta que finaliza. Habrán tantos tiempos en FOG como episodios existan, y el tiempo total será calculado de la siguiente forma:

$$r_{T-FOG} = \frac{\sum_{i=1}^n t_{FOG i}}{t_T} ; n = N_{FOG} \quad (4.3)$$

El porcentaje de mejoría de este dato, correspondería a:

$$\%r_{T-FOG} = \frac{r_{T-FOG(OFF)} - r_{T-FOG(ON)}}{r_{T-FOG(OFF)}} \times 100 \quad (4.4)$$

- **Número de picos de aceleración (N_A):** Se define como el número total de crestas que se presentan en la gráfica que representa los datos capturados de aceleración durante las pruebas. Se utilizará solamente los datos de la aceleración del eje horizontal (X), debido a su relación directa con el número de pasos que da el paciente durante la caminata.

Para encontrar el número de picos se utilizó un algoritmo usando un software comercial de procesamiento de datos (MATLAB, The MathWorks Inc., Natick, MA). Este algoritmo se basa en aplicar el método de interpolación cuadrática.

La interpolación cuadrática simple consiste en estimar una curva utilizando tres puntos, calculando los coeficientes un polinomio único de grado dos que mejor se ajusten, según las siguientes expresiones matemáticas:

$$f_{aprox}(x) = b_0 + b_1(x - x_0) + b_2(x - x_0)(x - x_1) \quad (4.5)$$

$$b_0 = f(x_0) \quad (4.6)$$

$$b_1 = \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0} \quad (4.7)$$

$$b_2 = \frac{\frac{f(x_2) - f(x_1)}{x_2 - x_1} - \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0}}{x_2 - x_0} \quad (4.8)$$

El algoritmo aproxima la curva de aceleración por intervalos utilizando este método, con el objetivo de poder evaluar puntos y así determinar si esta curva tiene un máximo dentro del intervalo de estimación, en caso de ser así una variable de acumulación se incrementa en uno. Este procedimiento se ejecuta tantas veces, como se puedan formar grupos consecutivos de tres puntos.

Adicionalmente para tener el porcentaje de mejoría de este parámetro se debe utilizar la siguiente expresión para el cálculo:

$$\%N_A = \frac{N_{A(OFF)} - N_{A(ON)}}{N_{A(OFF)}} \times 100 \quad (4.9)$$

El análisis en frecuencia: Se graficará la respuesta de frecuencia de los datos obtenidos de aceleración en el eje horizontal (X).

- **Frecuencia de la marcha (f_M):** Se define como la frecuencia principal con la que el paciente evaluado camina durante el experimento. Para conocer este parámetro se debe computar la Transformada Rápida de Fourier (FFT) utilizando MATLAB.

La FFT es un algoritmo computacional que permite calcular la Transformada Discreta de Fourier (DFT) de manera rápida y con el mismo resultado que si se realizaría el cálculo matemático estricto que demanda la DFT según la siguiente ecuación.

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi k \frac{n}{N}} \quad k = 0, \dots, N - 1 \quad (4.10)$$

Donde x_n es el n-ésimo punto de la señal de interés.

Este proceso permite hacer un análisis espectral de una señal y conocer sus propiedades de frecuencia, que para este caso, la FFT nos permite computar la cantidad de componentes de frecuencia de la señal de aceleración registrada. En términos sencillos, mientras más componentes de frecuencia existan implica que la marcha es más

heterogénea. Los componentes de frecuencia se los calcula contando la cantidad de picos de la gráfica frecuencia vs magnitud de la FFT.

- **Tasa de cambio en la homogeneidad de la marcha (H_f):** Se define como la razón porcentual entre la diferencia del número de picos de la respuesta de frecuencia en ON y OFF para el número de picos en OFF. Una marcha más homogénea implica que existen menos componentes de frecuencia, agrupándose el espectro en sus frecuencias dominantes.

El número de picos de la respuesta de frecuencia se define como el número total de crestas que se presentan en la gráfica que representa la respuesta de frecuencia de la aceleración en el eje Horizontal (X) durante las pruebas. El método a usarse será el mismo que se mencionó para encontrar el parámetro N_A .

Con el cálculo de este parámetro se pretende analizar qué tan homogénea es la marcha con la presencia de estimulación en comparación cuando no se realiza la estimulación.

El porcentaje de cambio del número de picos de frecuencia se calcula con la expresión:

$$\%N_f = \frac{N_{f(OFF)} - N_{f(ON)}}{N_{f(OFF)}} \times 100 \quad (4.11)$$

En general se espera una mayor homogeneidad de la marcha cuando los estimuladores están encendidos en comparación a cuando estén apagados.

Análisis de los resultados

Empezando con el análisis del caso del **Paciente #7**, su enfermedad se diagnosticó en el año 2000, teniendo actualmente 14 años de evolución, presentándose marcados síntomas, como son temblores fuertes en la mano derecha y rigidez parcial del cuerpo, bradicinesia, junto con notables episodios de FOG. A continuación se presentan los datos obtenidos en los acelerómetros (ejes X y Y), para una prueba ON y OFF.

Las figuras 4.3 y 4.4, se representan los datos de aceleración obtenidos del paciente; 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; sin embargo, cuando hubo estimulación se puede apreciar que se presenta solamente un episodio de FOG, con duración de tiempo aproximadamente a $t_{FOG\ 5} = 4.66$ s, y un tiempo total de recorrido de

$t_{T(ON)} = 37.96$ s. De los datos anteriores, se tiene proporciones de tiempo en FOG de $r_{T-FOG(OFF)} = 0.3986$ y $r_{T-FOG(ON)} = 0.1228$

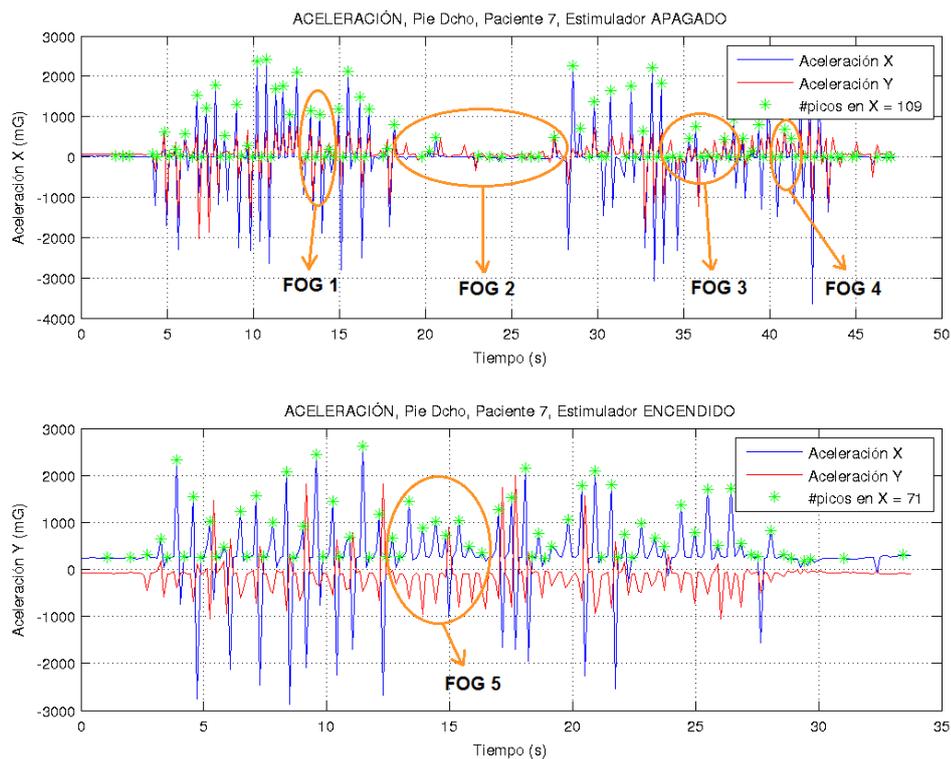


Figura 4.3 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie derecho,
Paciente #7

Adicionalmente se observa el conteo del Número de picos en la gráfica de aceleración en el eje horizontal (X) es $N_{A(OFF)} = 109$ picos, mientras que $N_{A(ON)} = 71$ picos en el lado derecho, mientras que para el lado izquierdo se observa que $N_{A(OFF)} = 109$ picos, mientras que $N_{A(ON)} = 81$ picos.

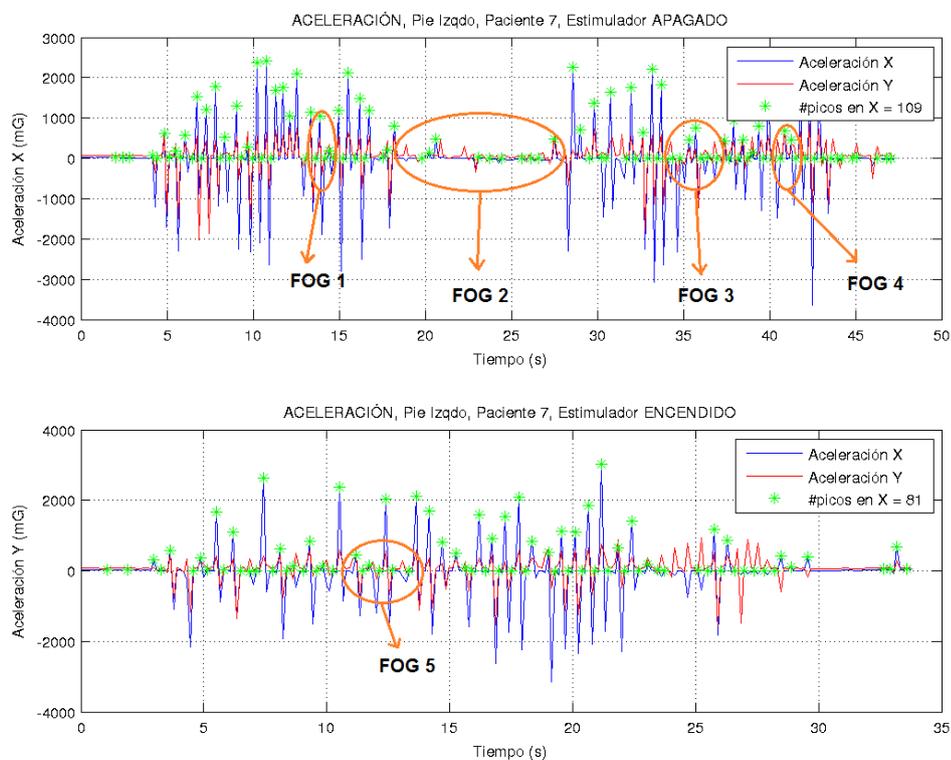


Figura 4.4 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie izquierdo,
Paciente #7

Con respecto a los datos obtenidos por los sensores de presión, se observó bastante irregularidad en ellos, presentando patrones en su forma pero los picos de presión no eran siempre los mismos; sin embargo en el Sensor 1 del pie derecho, se pudo notar una diferencia particular cuando las estimulaciones estaban ON y OFF.

En el intervalo de entre 15 y 25 segundos de los datos del Sensor 1 del pie derecho (ver Figura 4.5), se puede notar que los datos tienen poca variación, aproximadamente en el momento en que el paciente experimenta un episodio de FOG. Según esta consideración, se puede decir que el Sensor 1 tiene un patrón poco fluctuante sólo en el caso donde el FOG fue más duradero, y no en los otros episodios, siendo esta la razón por la que no hay cuatro comportamientos anormales.

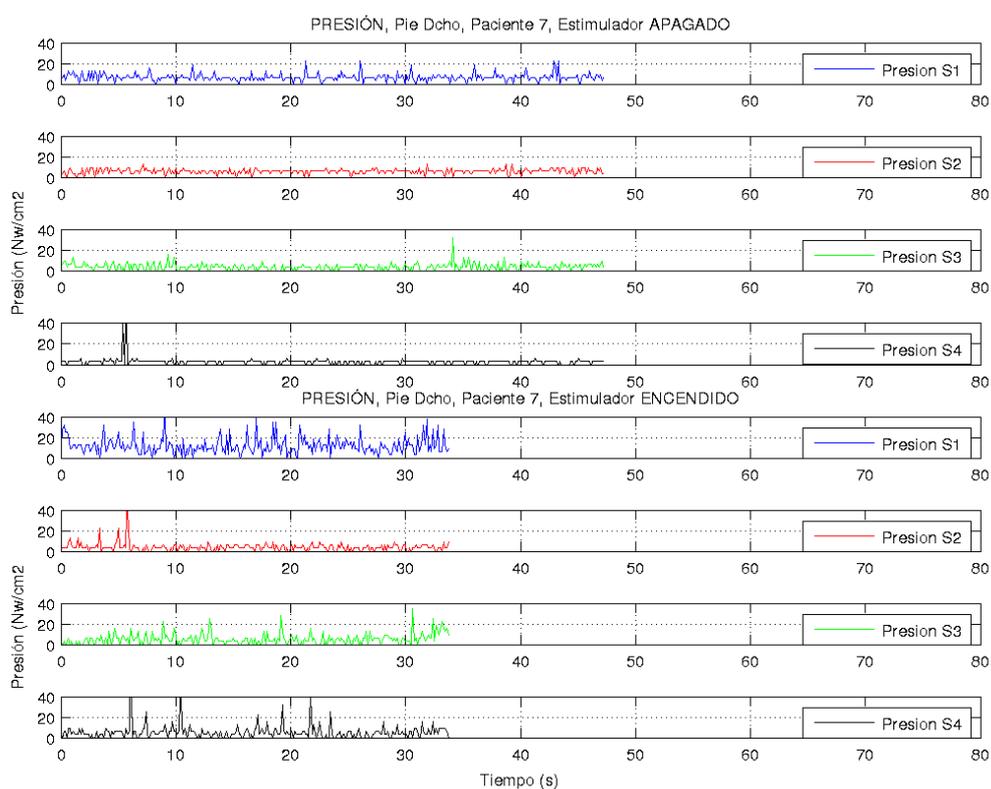


Figura 4.5 Gráficos de presión de los sensores montados en pie derecho, Paciente #7

La razón por la que este sensor presenta un comportamiento único es, que durante el episodio de FOG mencionado el paciente no podía dar ningún paso, y el cuerpo no avanzaba; es decir, que la mayor parte peso del cuerpo no recaía sobre la parte delantera de la planta del pie lo cual ocurre cuando el paciente camina normalmente; además, el paciente es diestro, por lo que usa siempre su pie derecho para iniciar una marcha, y es por esta razón que se presenta un gráfico similar en el Sensor 1 del pie izquierdo.

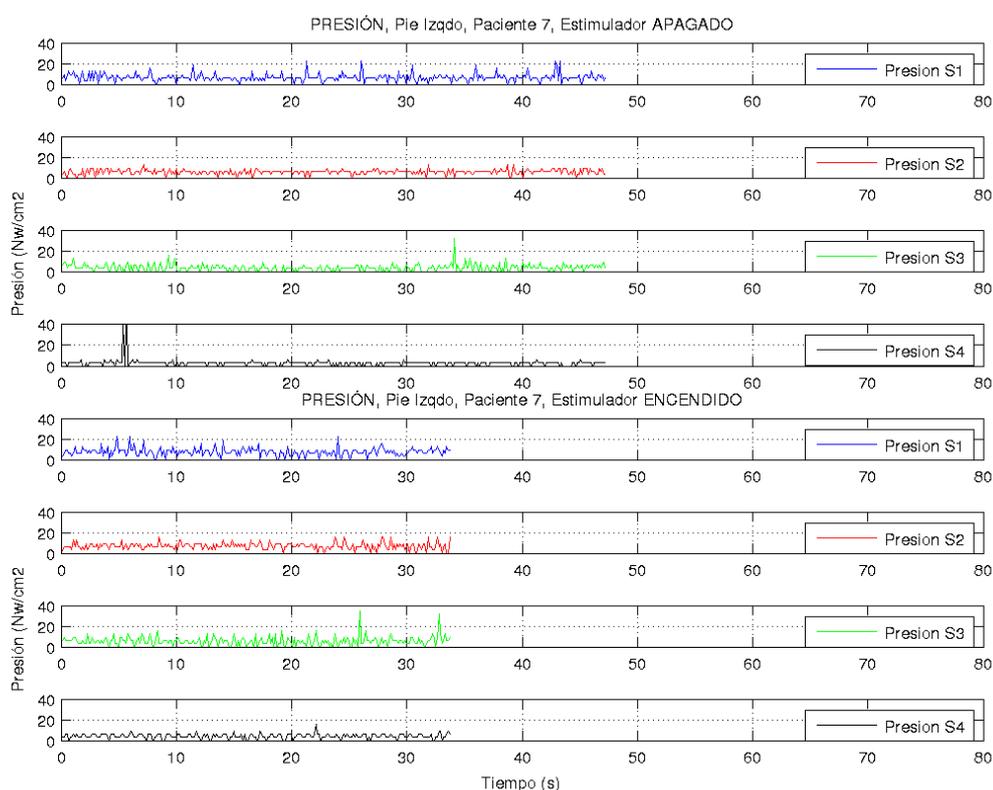


Figura 4.6 Gráficos de presión de los sensores montados en pie izquierdo,
Paciente #7

En la Figura 4.7 se muestran los gráficos que corresponden a la FFT de los datos de aceleración en el eje X sólo del pie derecho; esto es debido a su relación en la caminata con el pie izquierdo. Se observa, para todos los gráficos mostrados, que existen 2 frecuencias predominantes, $f_1= 1.8$ Hz y $f_2=3.3$ Hz, siendo f_1 la frecuencia de los pasos normales del paciente f_M y f_2 una frecuencia adicional que podría representar la acción de asentar el talón del pie, o el movimiento de los dedos del pie durante el avance, sin embargo la frecuencia f_1 es la que principalmente interesa.

En cuanto a los picos de estas gráficas se tiene que para el eje X, sin estimulación, se presentan $N_{f(OFF)} = 80$ picos, mientras que con estimulación $N_{f(ON)} = 42$ picos. Además de lo mencionado anteriormente, se puede observar que los datos de los gráficos de aceleración se agrupan más, en las frecuencias dominantes, cuando existe estimulación; mientras que con ausencia de la misma, se muestra mucha dispersión de frecuencia en los datos obtenidos, teniendo una tasa de cambio en la homogeneidad de la marcha de 47.5%.

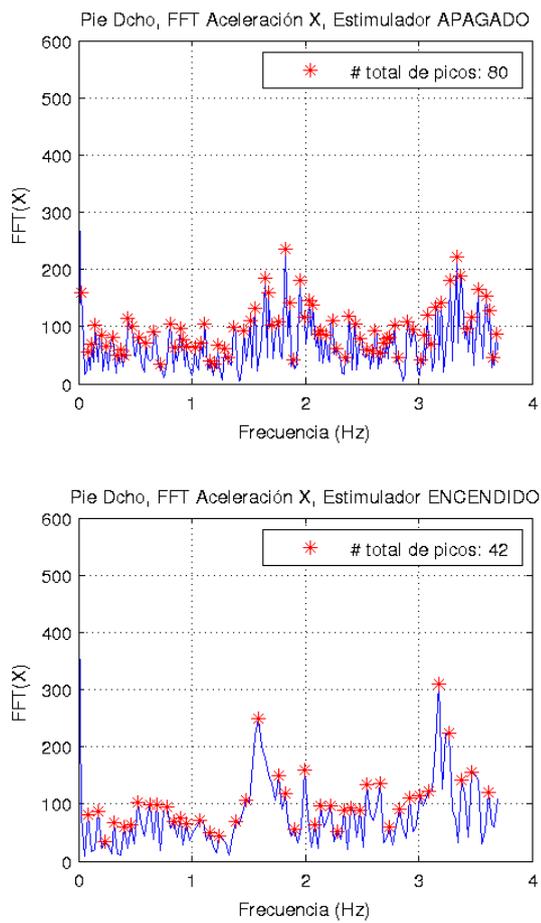


Figura 4.7 Gráficos de FFT de aceleración del eje X del pie derecho,
Paciente #7

Tabla 4.2 Resumen de datos del análisis de tiempo y frecuencia en Paciente

#7

Análisis de Series Temporales					
Paciente #7	Tiempo Total Recorrido (s)	Episodios de FOG	Proporción de tiempo en FOG (s)	Número de picos de aceleración (Derecho)	Número de picos de aceleración (Izquierdo)
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%
Análisis en frecuencia					
Tasa de cambio en la homogeneidad de la marcha				Frecuencia de la marcha	
47.5%		OFF		1.8	
		ON		1.8	
		% de Mejoría		0%*	

* 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.

El **Paciente #4** presenta una evolución de la enfermedad de 11 años, y en la actualidad tiene rigidez en el cuerpo, dificultad para caminar y episodios ocasionales de FOG. Las figuras que a continuación se muestran corresponden a los datos capturados por los acelerómetros en ambos ejes (X y Y), para una prueba ON y OFF.

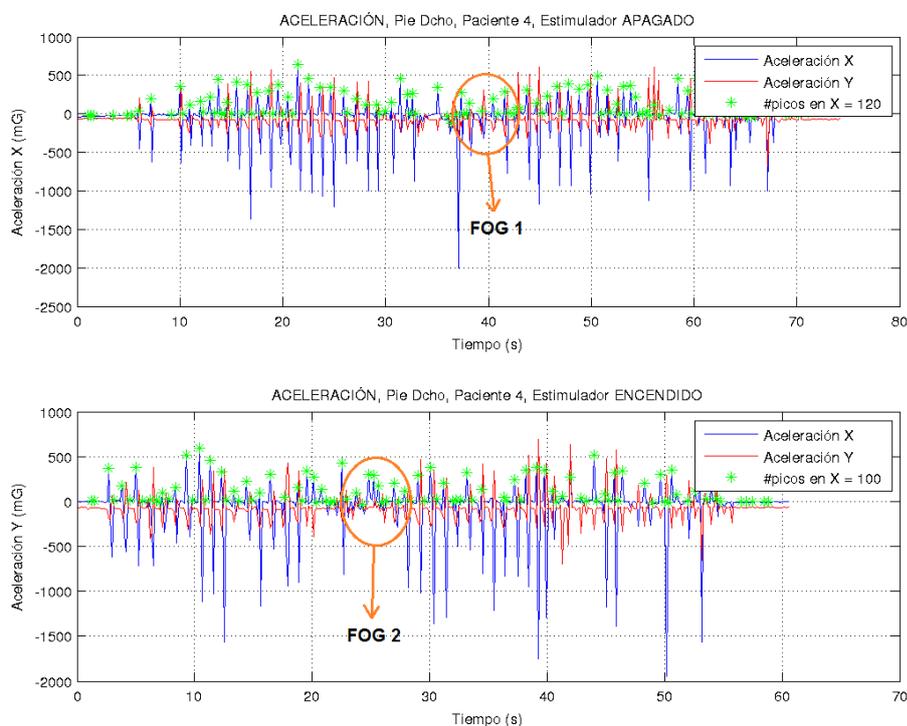


Figura 4.8 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie derecho,
Paciente #4

En la Figura 4.8 y 4.9, se representan los datos de aceleración obtenidos del paciente, en el pie derecho e izquierdo según corresponda. Cuando se hizo la prueba sin estimulación; se puede observar que se presenta solamente un episodio de FOG, con duración de tiempo aproximadamente a $t_{FOG 1} = 8.55$ s, y un tiempo total de recorrido de $t_{T(OFF)} = 67.75$ s, en cambio cuando la estimulación estuvo presente, se puede apreciar que se presenta nuevamente un episodio de FOG, con duración de tiempo aproximadamente a $t_{FOG 2} = 7.58$

s, y un tiempo total de recorrido de $t_{T(ON)} = 66.84$ s. De los datos anteriores, se tiene proporciones de tiempo en FOG de $r_{T-FOG(OFF)} = 0.1262$ y $r_{T-FOG(ON)} = 0.1174$

Adicionalmente se observa el conteo del Número de picos en la gráfica de aceleración en el eje horizontal (X) es $N_{A(OFF)} = 120$ picos, mientras que $N_{A(ON)} = 100$ picos en el lado derecho, mientras que para el lado izquierdo se observa que $N_{A(OFF)} = 111$ picos, mientras que $N_{A(ON)} = 98$ picos.

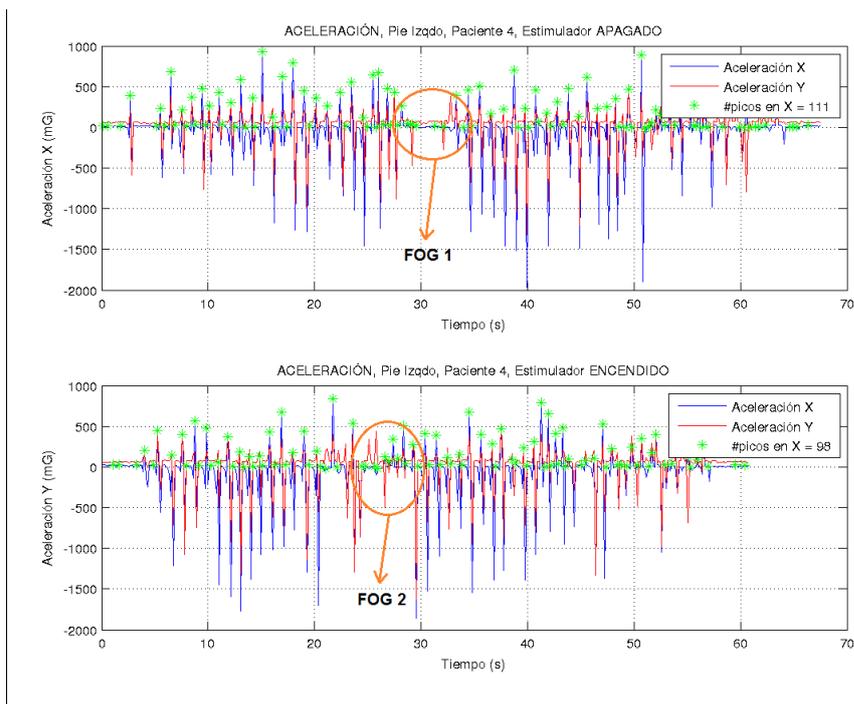


Figura 4.9 Gráficos de aceleración de los Ejes X y Y del pie izquierdo,
Paciente #4

En la Figura 4.10 se muestran los gráficos que corresponden a la FFT de los datos de aceleración en Y sólo del pie derecho; esto es debido a su relación en la caminata con el pie izquierdo. En esta figura se observa, para ambos gráficos mostrados, que existen 2 frecuencias predominantes, $f_1= 0.95$ Hz y $f_2=1.98$ Hz, siendo f_1 la frecuencia de los pasos normales del paciente f_M y f_2 una frecuencia adicional que podría representar la acción de asentar el talón del pie, o el movimiento de los dedos del pie durante el avance, sin embargo la frecuencia f_1 es la que principalmente interesa.

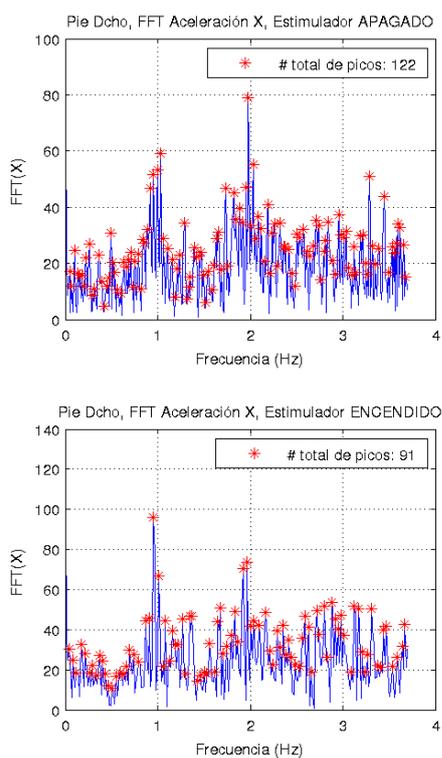


Figura 4.10 Gráficos de FFT de aceleración del eje Y del pie derecho,
Paciente #4

En cuanto a los picos de estas gráficas se tiene que, sin estimulación, se presentan $N_{f(OFF)} = 122$ picos, mientras que con estimulación $N_{f(ON)} = 91$ picos, teniendo una tasa de cambio en la homogeneidad de la marcha de 25.41%.

Tabla 4.3 Resumen de datos del análisis de tiempo y frecuencia en Paciente

#4

Análisis de Series Temporales					
Paciente #4	Tiempo Total Recorrido (s)	Episodios de FOG	Proporción de tiempo en FOG (s)	Número de picos de aceleración (Derecho)	Número de picos de aceleración (Izquierdo)
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			Frecuencia de la marcha		
25.41%			OFF	0.95	
			ON	0.95	
			% de Mejoría	0%*	

* 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.

Además de lo anterior, se puede observar que los datos de los gráficos de aceleración se agrupan más, en las frecuencias dominantes, cuando existe estimulación; mientras que con ausencia de la misma, se muestra cierta dispersión de frecuencia en los datos obtenidos.

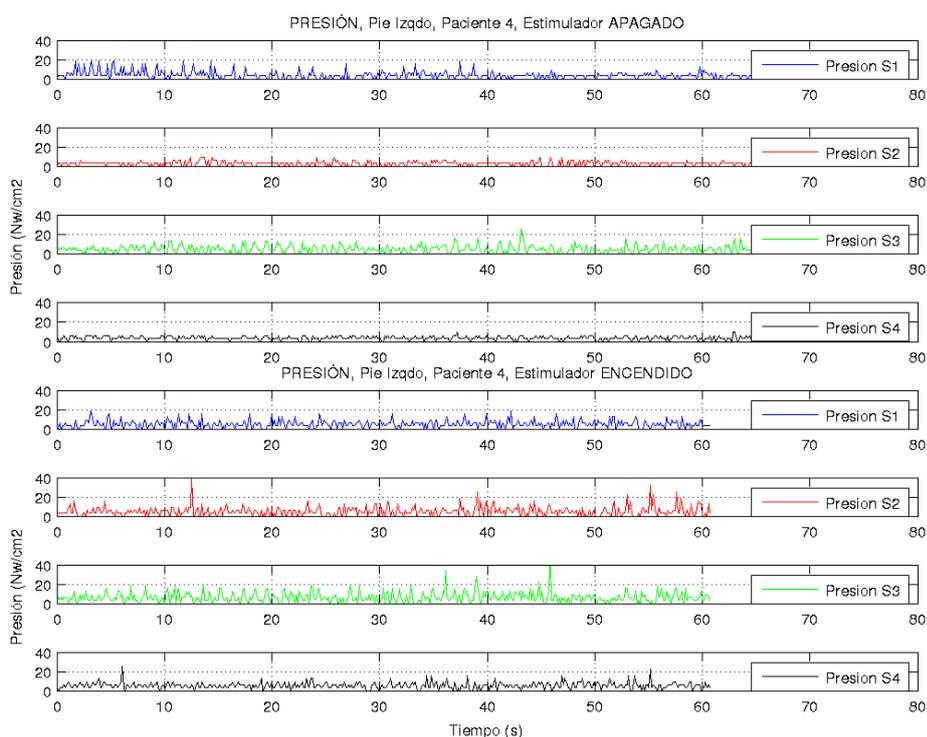


Figura 4.11 Gráficos de presión de los sensores montados en pie izquierdo, Paciente #4

Los datos de presión de los sensores se muestran en la figuras 4.11 y 4,12, los cuales, como se mencionó anteriormente, presentan un comportamiento muy variable, sin encontrar un patrón claro y relacionándolos claramente con

un episodio de FOG. Este caso es diferente al Paciente #7, donde sí se logró identificar un comportamiento en estos datos.

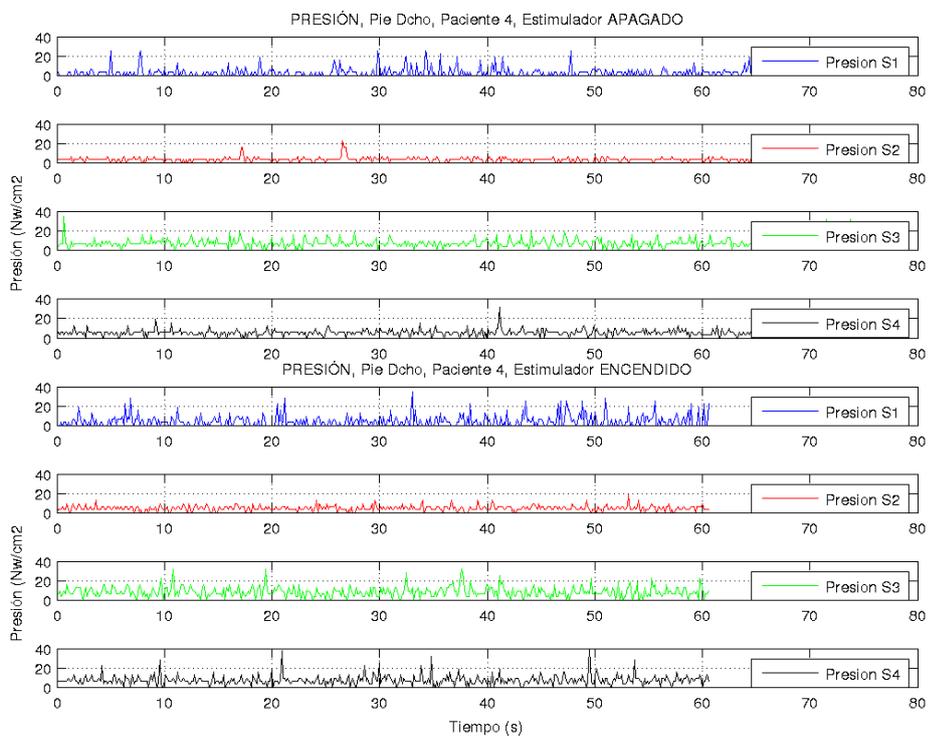


Figura 4.12 Gráficos de presión de los sensores montados en pie derecho,
Paciente #4

CONCLUSIONES

1. De los siete pacientes de Parkinson estudiados con el dispositivo de estimulación vibrotáctil, sólo dos presentaron episodios de congelamiento de la marcha. Los resultados demuestran que en ambos pacientes hubo una mejoría significativa del FOG (Congelamiento de la Marcha), teniendo una eficacia del 100%.
2. La eficiencia del dispositivo depende del impacto que tengan los estímulos en el paciente, conociendo que cada persona reacciona diferente debido a otros factores como el tiempo de evolución de la enfermedad y la frecuencia con la que sufre los episodios de FOG, entre otros; pero en todos estos casos el dispositivo presenta una ayuda significativa al congelamiento de la marcha, mejorando la caminata del

paciente y evitando algún inconveniente que pudiera suscitarse durante el FOG, como caídas, traumatismos y el efecto psicológico que representa la incapacidad de poder caminar normalmente.

3. Luego de realizar los análisis de los datos de cada paciente se pudo observar que el Paciente #7, al tener las estimulaciones apagadas, sufrió varios episodios de FOG durante la prueba, los mismos que desaparecieron al realizar el mismo recorrido pero con los estimuladores encendidos; de manera similar ocurrió con el paciente #4 pero con menor intensidad, dado que este paciente sólo presentó un corto episodio de FOG, el cual no se observó al encender los estimuladores.

4. En el análisis de tiempo se observó que el paciente #7, al tener los estimuladores apagados, demoró un tiempo considerablemente mayor en realizar el recorrido, que cuando se encendieron los estimuladores; de manera similar ocurrió con el paciente #4, aunque la diferencia de tiempos fue pequeña; al cuantificar estos resultados se obtuvo que el paciente #7 presentó una mejora significativa en el tiempo al completar el recorrido en un 40.1%; mientras que el Paciente #4, en un 1.3%. Con esto se concluye que el dispositivo ayudó más al Paciente #7. Estos resultados se correlacionan con la evolución de la enfermedad, es decir,

a mayor tiempo de evolución, mejor es el efecto observado de la estimulación.

5. El análisis de frecuencia ayudó a determinar la mejoría que se dio en el paciente #4, ya que se observó una disminución en los picos de la de frecuencia, lo que significa que su caminata fue más homogénea al estar con estimulación; de manera similar, se dio este comportamiento de los datos con el paciente #7. Estos resultados demuestran que en ambos casos hubo una mejora significativa en la homogeneidad de la marcha, a pesar de que el paciente #4 presentó un corto episodio de congelamiento de la marcha.
6. No todos los datos de la aceleración que se presentan como una secuencia de valores cercanos a cero, deben interpretarse como si la persona estuviera totalmente detenida, ya que se pudo corroborar con las filmaciones realizadas que el paciente se encontraba en un episodio de FOG, durante el cual, los datos se presentaron como variaciones de pequeña amplitud, que demuestran el intento del paciente de continuar con la caminata.
7. Durante una prueba ON, existió una retroalimentación favorable por parte de los pacientes con PD-FOG, lo cual fue demostrado con una

caminata más estable y una disminución de episodios de FOG, con lo que se concluye que los estimuladores estuvieron localizados en la posición adecuada.

8. El dispositivo desarrollado representa una nueva terapia de gran ayuda para pacientes con PD que presentan episodios de FOG, ya que este síntoma presenta poca mejoría con los tratamientos farmacológicos o quirúrgicos tradicionales, a diferencia de otros síntomas como: rigidez, temblores, etc., que sí presentan una mejoría importante.

9. No se pudo realizar un algoritmo que permita el encendido automático de los estímulos, debido a que no se identificó un patrón idéntico, para todos los pacientes, ni en los datos de presión, ni en los de aceleración; lo que indica que cada paciente tiene una caminata diferente.

RECOMENDACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

1. Una de las principales observaciones que se obtuvo del dispositivo fue su tamaño; debido a esto, una de las mejoras debe ser lograr reducir el tamaño del dispositivo de tal forma que pueda ir embebido totalmente en el zapato y pueda ser utilizado por cualquier paciente como un zapato normal.
2. Otro aspecto que se debe mejorar es su forma de encendido, ya que actualmente se puede encender desde cualquier dispositivo que funcione con Bluetooth; sin embargo, sería mucho más beneficioso si el paciente pudiera encenderlo con algún dispositivo que se encuentre siempre a su alcance, tal como algún anillo o pulsera.

3. Otra de las observaciones o futuras líneas de trabajo sería investigar sobre el efecto de la estimulación vibratoria, sincronizada con el paso del paciente, es decir, a la misma cadencia de la marcha. Se puede decir que de esta forma, la ayuda podría ser de mayor magnitud.
4. Se recomienda encontrar otra alternativa que sirva como fuente de alimentación portátil para el dispositivo, ya que las pilas comerciales de 9V utilizadas, se descargan rápidamente cuando se aplicaban los estímulos sobre el paciente, ocasionando disminución en la intensidad de la vibración y un tiempo de encendido limitado.
5. El dispositivo desarrollado podría utilizarse para ayudar a médicos e investigadores a caracterizar y evaluar otras enfermedades que afecten la habilidad motora de un paciente, como por ejemplo: la enfermedad de Huntington, esclerosis múltiple, síndrome de Tourette, etc.
6. Se podría dar un enfoque diferente a este sistema, como por ejemplo para que sirva como dispositivo evaluador en atletas de alto rendimiento, para poder así conocer minuciosamente el progreso que puedan tener durante sus entrenamientos en base al análisis de las series temporales tanto de distribución de presiones en la planta de los pies, como de aceleración.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] OMS, “Los trastornos neurológicos afectan a millones de personas en todo el mundo: informe de la OMS, <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2007/pr04/es/>, Fecha de consulta: 07-Feb-2014.
- [2] EPDA, “El número de personas con Parkinson en los países más poblados de 2005 a 2030.”, <http://www.epda.eu.com/es/parkinsons/life-with-parkinsons/part-3/the-number-of-people-with-parkinsons-in-the-most-populous-nations-2005-through-2030/>, Fecha de consulta: 07-Feb-2014.
- [3] KALAITZAKIS, M. E., “Parkinson’s Disease and the Claustrum”, *The Claustrum: Structural, Functional, and Clinical Neuroscience*, Editorial San Diego: Academic Press, 2014, Págs. 277–297.
- [4] SHINE, J. M., MATAR, E., BOLITHO, S. J., DILDA, V., MORRIS, T. R., NAISMITH, S. L., MOORE, S. T. y LEWIS, S., “Modeling freezing of gait in Parkinson’s disease with a virtual reality paradigm”, *Gait and Posture Journal*, Vol. 38, No. 1, May. 2013, Págs. 104–108.

- [5] TRIPOLITI, E. E., TZALLAS, A. T., TSIPOURAS, M. G., RIGAS G., BOUGIA, P., LEONTIOU, M., KONITSIOTIS, S., M., CHONDROGIOR, GI., TSOULI, S., y FOTIADIS, D. I., “Automatic detection of freezing of gait events in patients with Parkinson’s disease”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine Journal*, Vol. 110, No. 1, Abr. 2013, Págs. 12–26.
- [6] LIN, H.-L., LIN, H.-C., Y CHEN, Y.-H., “Psychiatric diseases predated the occurrence of Parkinson disease: a retrospective cohort study”, *Annals of Epidemiology Journal*, Vol. 24, No. 3, Mar. 2014, Págs. 206–213.
- [7] KERR, G. K., WORRINGHAM, C. J., COLE, M. H., LACHEREZ, P. F., WOOD, J. M., y P. A. SILBURN, “Predictors of future falls in Parkinson disease”, *Neurology Journal*, Vol. 75, No. 2, Jul. 2010, Págs. 116–124.
- [8] NANTEL, J. y BRONTE-STEWART, H., “The effect of medication and the role of postural instability in different components of freezing of gait (FOG)”, *Parkinsonism & Related Disorders Journal*, Vol. 20, No 4, Abr. 2014, Págs. 447–451.

- [9] DONOVAN, S., "Parkinson's disease treatment", Patente: US 6,620,415 B2, Sept. 2013.
- [10] MICHELI F. E., "Enfermedad de Parkinson y trastornos relacionados", Editorial Médica Panamericana, 2da Edición, Jun. 2006, Págs. 2013 – 2015.
- [11] GUERRERO, M., MACÍAS, M., PRADO, F., et al., "Enfermedad de Parkinson", Tratado de Geriátría para residentes, Sociedad Española de Geriátría y Gerontología, 2006, Págs. 507 – 517.
- [12] WEAVER FM, FOLLETT K, STERN M, et al., "Bilateral deep brain stimulation vs best medical therapy for patients with advanced Parkinson disease: A randomized controlled trial", JAMA: The Journal of the American Medical Association, Vol. 301, No. 1, Ene. 2009, Págs. 63–73.
- [13] LIMOUSIN, P., KRACK, P., POLLAK, P., et al., "Electrical Stimulation of the Subthalamic Nucleus in Advanced Parkinson's Disease", The New England Journal of Medicine, Vol. 339, No. 16, Oct. 1998, Págs. 1104 – 1111.

- [14] SCHWEDER, P., HANSEN, P., GREEN, A., et al., “Connectivity of the pedunculopontine nucleus in parkinsonian freezing of gait”, *Neuroreport*, Vol. 21, No. 14, Oct. 2010, Págs. 914 – 916.
- [15] POKHABOV, D., ABRAMOV, V., NESTEROVA, L., “Rehabilitation of gait disorders in patients with Parkinson’s disease and vascular parkinsonism”, *Zhurnal nevropatologii i psikiatrii imeni S.S Korsakova*, Vol. 109, No. 2, 2009, Págs. 20 – 25.
- [16] BUNTING, L., SPINDLER, M., ROBINSON, K., et al., “Laser light visual cueing for freezing of gait in Parkinson disease: A pilot study with male participants”, *Journal of rehabilitation, research and development*, Vol. 50, No. 2, 2013, Págs. 223 –230.
- [17] TAN, T., ALMEIDA, Q. J., y RAHIM, I. F., “Proprioceptive deficits in Parkinson’s disease patients with freezing of gait”, *Neuroscience Journal*, Vol. 192, Sept. 2011. Págs. 746–752,
- [18] K. N. Winfree, “Parkinsonian gait characterization and vibratory intervention”, Tesis doctoral, Universidad de Delaware, 2013.

- [19] WINFREE, K. N., PRETZER-ABOFF, I., HILGART, D., AGGARWAL, R., BEHARI, M., y AGRAWAL, S. K., “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, Sept. 2013, Págs. 806–811.
- [20] TEKSAN, “A301 Sensors (4 Pack) - FlexiForce Sensors.”, <http://www.tekscan.com/store/flexiforce-sensors/a301-4pack.html>,
Fecha de consulta: 21-May-2014.
- [21] PARALLAX, “Memsic 2125 Dual-axis Accelerometer.”, <http://www.parallax.com/product/28017>, Fecha de consulta: 21-May-2014.
- [22] ATMEL CORPORATION, “Datasheet: ATmega328P”, <http://www.atmel.com/devices/atmega328.aspx>, Fecha de consulta: 21-May-2014.
- [23] RADIOSHACK, “DC Micro-Vibration Motor”, <http://www.radioshack.com/product/index.jsp?productId=2914700>,
Fecha de consulta: 21-May-2014.

- [24] KRSTIĆ, D. R. V., “Endings of Afferent Nerve Fibers. Vater-Pacini Corpuscle”, General Histology of the Mammal, Editorial Springer Berlin Heidelberg, 1985, Págs. 384–385.
- [25] MARTÍNEZ ASSUCENA, A., PRADAS SILVESTRE, J., SÁNCHEZ RUIZ, M. D., y PEYDRO DE MOYA, M. F., “Plantillas instrumentadas. Utilidad clínica”, Revista Rehabilitación, Vol. 39, No. 6, Ene. 2005, Págs 324–330.
- [26] ARDUINO, “Arduino - Serial.”, <http://arduino.cc/es/Reference/serial>, Fecha de consulta: 16-Jun-2014
- [27] ARDUINO, “Arduino - SPI.”, <http://arduino.cc/en/Reference/SPI>, Fecha de consulta: 16-Jun-2014
- [28] PIERUCCINI-FARIA, F., JONES, J. A., y ALMEIDA, Q. J., “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, Jun. 2014, Págs. 76–85.

ANEXOS

ANEXO 1

**CUESTIONARIO PREVIO A LA PRUEBA CON DISPOSITIVOS
ELECTRÓNICOS EN AYUDA A PACIENTES CON PD-FOG.**

Secretaría Nacional de Educación Superior, Ciencia y Tecnología
Programa Prometeo – Senescyt
Escuela Superior Politécnica del Litoral

**Cuestionario previo a la prueba con dispositivos electrónicos en ayuda
a pacientes con PD-FOG**

Responsables: Francis Loayza, Ph.D., Geovanny Argüello, David Vaca

Paciente # ____

Tipo de experimento:

ON/OFF

OFF/ON

1. *¿Qué talla de calzado del paciente?*
2. *¿El paciente sufre de problemas debido a pie plano?*
3. *¿El paciente carece de sensibilidad en la planta del pie izquierdo o derecho?*
4. *¿Tiene alguna enfermedad adicional al mal de Parkinson?*
5. *¿Qué es lo que el paciente siente cuando esta próximo al FOG?*
6. *¿Qué tan frecuente son los congelamientos de la marcha y bajo qué circunstancias mayoritariamente se dan?*

7. *¿El paciente muestra disconformidad con la comodidad del zapato, antes de la prueba?*

8. *¿A qué hora fue la última vez que tomó la medicación?*

9. *¿Cuáles son los horarios en que toma la medicación?*

ANEXO 2

**CUESTIONARIO POSTERIOR A LA PRUEBA CON DISPOSITIVOS
ELECTRÓNICOS EN AYUDA A PACIENTES CON PD-FOG.**

**Secretaría Nacional de Educación Superior, Ciencia y Tecnología
Programa Prometeo – Senescyt
Escuela Superior Politécnica del Litoral**

**Cuestionario posterior a la prueba con dispositivos electrónicos en
ayuda a pacientes con PD-FOG**

Responsables: Francis Loayza, Ph.D., Geovanny Argüello, David Vaca

Paciente # ____

Tipo de experimento: **ON/OFF** **OFF/ON**

Duración de la Prueba:

Hora de Inicio:

Hora de Fin:

1. *¿Sintió el paciente alguna molestia con el zapato del experimento?*
2. *¿Sintió alguna mejoría al probar el dispositivo?*
3. *¿Considera el paciente que los estímulos mecánicos deban ir en otro sitio?*
4. *¿Considera el paciente que los estímulos mecánicos deban cambiar de cadencia o velocidad?*
5. *¿Existe algún aspecto que se deba mejorar en el dispositivo?*