



UNIVERSIDAD DEL AZUAY

FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Diseño e implementación de un dispositivo de estimulación vibratoria para pacientes con Parkinson y problemas de congelamiento de marcha.

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autores:

BYRON MAURICIO CHACÓN PALACIOS

KLEVER FELIPE ROBLES HIDALGO

Director:

OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO

CUENCA, ECUADOR

2016

DEDICATORIA

A mis padres Fabiola y Cleber por su sacrificio, amor incondicional y sus consejos los cuales me ayudaron en mi formación tanto personal como educativa.

A mi hijo Felipe Sebastián por el cual me esfuerzo cada día para superarme y llenarlo de orgullo, por ser lo mejor que me ha pasado en mi vida y en el motor de la misma.

A mi esposa Belén por ser mi alma gemela, con la que siempre puedo contar, la que me apoya siempre en todas mis ideas y me brinda un amor sincero.

A mi Abuela Maya la persona por la cual se desarrolló este trabajo, porque ha sido como una madre para mí, por sus consejos y por ser la mejor persona que he tenido la suerte de conocer.

A mi abuelo Jaime, mi segundo padre el cual con sus experiencias de vida ha sabido guiarme por un buen camino y ayudarme cuando más lo necesitaba.

A mis hermanos, mis cómplices en todos los instantes de la vida y un apoyo en todo momento.

A todas las personas que sufren de la Enfermedad de Parkinson, una enfermedad que no solo afecta a el paciente sino a todo el núcleo familiar, espero que este trabajo sienta bases para que futuros proyectos se desarrollen para mejorar la calidad de vida de estas personas

Felipe R.

DEDICATORIA

A dios, por permitirme llegar a este momento tan especial, darme la fuerza y valor para culminar esta etapa de mi vida.

A mis padres Mauricio y María por su comprensión, por haberme acompañado en todo mi trayecto estudiantil y apoyarme en todos los momentos en los que he necesitado, sabiendo guiarme, corregir mis fallas y celebrar mis triunfos.

A mi hermana Erika por todos sus consejos que me han ayudado a afrontar los retos que se me han presentado.

A todos los pacientes de Parkinson esperando que este trabajo sirva de ayuda para mejorar su calidad de vida.

Byron Chacón.

AGRADECIMIENTOS

A mi gran amigo Byron ya que sin el nada de este proyecto se hubiese realizado.

A toda mi familia por el apoyo brindado tanto emocional como económico.

A Omar tutor de nuestra tesis que a lo largo de este proyecto se ha convertido en un amigo más, el cual nos ha ayudado mucho con concejos y por apoyar proyectos innovadores y sembrar el gusto por la investigación.

Agradezco a la Universidad del Azuay, en especial a los distinguidos profesores de la escuela de Ingeniería Electrónica, en especial al Dr. Hugo Torres director de la Escuela.

Un agradecimiento especial a mi abuela Maya por su paciencia en el momento de realizar las diferentes evaluaciones y por siempre estar dispuesta a ayudar.

Gracias.
Felipe R.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a toda mi familia en general, porque me han brindado su apoyo incondicional y compartir conmigo todos los buenos y malos momentos.

A Felipe, mi amigo gracias al cual logramos cumplir nuestras metas y anhelos.

A Marianita por su paciencia y ayuda a la realización de este trabajo, sin la cual no hubiese sido posible la realización de esta tesis.

A nuestro tutor Omar por toda su guía en todas nuestras dudas, sabiendo solucionarlas y logras así cumplir este objetivo.

A la Universidad del Azuay, institución la cual me brindo el conocimiento, a todos los profesores compañeros que me acompañaron durante esta etapa de mi vida.

Byron Chacón

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
AGRADECIMIENTOS	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE FIGURAS	x
INDICE DE TABLAS	xii
INDICE DE ANEXOS.....	xii
RESUMEN.....	xiii
ABSTRACT	xiv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: REFERENTE TEÓRICO.....	2
1.1 Introducción.....	2
1.2 Enfermedad de Parkinson.....	2
1.2.1 Cifras importantes en la enfermedad de Parkinson.....	4
1.3 Diagnóstico y manifestaciones clínicas de la EP	5
1.3.1 Signos Motores Cardinales (Criterios diagnósticos de la EP)	6
1.3.2 Respuesta a fármacos, Levodopa.	7
1.3.3 Diagnostico por neuroimágenes.....	7
1.4 Etapas de la enfermedad.....	7
1.4.1 Escalas de Clasificación.....	8
1.4.2 Estadíos de Hoehn y Yahr.....	8
1.5 Etiología	9
1.6 Tratamientos	9

1.6.1	Tratamiento Farmacológico	10
1.6.2	Tratamiento Quirúrgico.....	10
1.6.3	Tratamiento rehabilitador.....	11
1.7	Receptores sensoriales de la piel	11
1.7.1	Corpúsculos de Pacini	11
CAPÍTULO 2: HARDWARE.....		13
2.1	Metodología de Diseño	13
2.2	Sensores.....	14
2.2.1	Acelerómetro.....	14
2.2.2	Giroscopio	17
2.2.3	IMU	19
2.2.4	Sensor de Fuerza	20
2.3	Microcontrolador.....	21
2.3.1	Arduino	22
2.3.1.a	Arduino UNO	23
2.3.1.b	Arduino Micro.....	24
2.3.1.c	Arduino Pro Mini	24
2.4	Estimuladores vibro táctiles	27
2.4.1	Tactors.....	27
2.4.2	Micromotores Vibratorios (Celular)	28
2.5	Modulo Bluetooth.....	28

2.5.1	Modulo Bluetooth HC-05	29
2.6	Interconexión de hardware	29
CAPÍTULO 3: SOFTWARE		31
3.1	Entorno de desarrollo integrado de arduino	31
3.2	Programación en arduino.....	32
3.2.1	Inicialización de Registros	33
3.2.2	Función Write.....	33
3.2.3	Función Read	34
3.2.4	Procesamiento de Datos	35
3.2.5	Función Setup().....	36
3.2.6	Función Loop()	37
3.3	Matlab.....	39
3.3.1	Programación en Matlab	39
3.3.2	Inicialización comunicación serial.....	41
3.3.3	Declaración de variables	41
3.3.4	Manejo de datos	41
3.3.5	Almacenamiento	42
3.3.6	Gráficas	42
3.3.7	Transmisión de resultados.....	45
CAPÍTULO 4: EVALUACIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO		46
4.1	Hardware final	46
4.2	Ambiente de evaluación	49
4.3	Descripción de participantes en la evaluación.....	51

4.3.1	Participante 1.....	51
4.3.2	Participante 2.....	52
4.3.3	Participante con la Enfermedad de Parkinson y con síndrome de FOG 54	
4.4	Resultados	56
CONCLUSIONES		61
BIBLIOGRAFÍA		63

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Comparación de sustancia negra entre un paciente con EP y un sano.	4
Figura 1.2. Concentración de dopamina en el cuerpo estriado y síntomas de la enfermedad.....	4
Figura 2.1 Estructura gráfica de diseño Bottom-Up	13
Figura 2.2 Sistema electromecánico para la aceleración en 1 eje	15
Figura 2.3 Acelerómetro ADXL 345 en comparación con una moneda (0.25\$).....	15
Figura 2.4 Diagrama Funcional de bloques para el integrado ADXL345.	16
Figura 2.5. a) Distribución de pines integrado ITG-3200.....	18
b) Orientación de los ejes de sensibilidad y de la polaridad de rotación.	18
Figura 2.6 IMU GY-85	19
Figura 2.7 a) Sensor Completo Flexiforce A201-100.....	21
b) Zona de Detección Activa para Sensor Completo Flexiforce A201-100	21
Figura 2.8 Logo Arduino	23
Figura 2.9 Arduino Uno	23
Figura 2.10 Arduino Micro	24
Figura 2.11 Arduino Pro Mini en comparación con una moneda	25
Figura 2.12 Esquemático Arduino mini pro.....	26
Figura 2.13 Arduino mini pro	¡Error! Marcador no definido.
Figura 2.14 Tactor.....	27
Figura 2.15 Micromotores.....	28
Figura 2.16 Esquema de bloques del Hardware de elementos.....	30
Figura 3.1 Ventada del IDE de Arduino 1.0.6	32
Figura 3.2 Esquema de la función setup	36
Figura 3.3 Esquema de la función loop.....	37
Figura 3.4 Trama enviada por comunicación serial Arduino-Matlab	38

Figura 3.5 Diagrama de Flujo de la programación en Matlab	40
Figura 3.6 Muestras paciente con múltiples episodios de FOG.....	43
Figura 3.7 FFT sensor de fuerza.	44
Figura 3.8 FFT Giroscopio.....	44
Figura 4.1 Impresora Prusa I3 Hephestos	46
Figura 4.2 a) Diseño en Inventor de Talonera b) Talonera impresa	47
Figura 4.3 Diseño en Inventor de Talonera.....	48
Figura 4.4 Diseño en Inventor de la caja para sostener el circuito	48
Figura 4.5 Montaje del Hardware sobre el Paciente	49
Figura 4.6 a) Hardware Final b) Módulos Utilizados	49
Figura 4.7 a) Vista Superior del recorrido usado durante las pruebas b)Diagrama de Recorrido.....	50
Figura 4.8 Señal acelerómetro participante sano 1	51
Figura 4.9 Señal giroscopio participante sano 1	52
Figura 4.10 Señal sensor de fuerza participante sano 1	52
Figura 4.11 Señal acelerómetro participante sano 2	53
Figura 4.12 Señal giroscopio participante sano 2	53
Figura 4.13 Señal sensor de fuerza participante sano 2	54
Figura 4.14 Señal acelerómetro participante 3.....	55
Figura 4.15 Señal giroscopio participante 3.....	55
Figura 4.16 Señal Acelerómetro participante 3 con estimulador.....	57
Figura 4.17 Señal Giroscopio participante 3 con estimulador	57
Figura 4.18 Señal Giroscopio (500 muestras) participante 3 sin estimulador	59
Figura 4.19 Señal Giroscopio (500 muestras) participante 3 con estimulador	59

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Especificaciones técnicas de Arduino Pro Mini	24
Tabla 2.2 Conexión entre Arduino y Modulo Bluetooth	29
Tabla 3.1 Valores de registros utilizados	34
Tabla 4.1 Comparación de datos del análisis de tiempo del congelamiento en ambos casos	58
Tabla 4.2 Resumen de los datos adquiridos y analizados.	60

INDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: CODIGO ARDUINO.....	69
ANEXO 2: CODIGO MATLAB	74

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN DISPOSITIVO DE ESTIMULACIÓN VIBRATORIA, PARA PACIENTES CON PARKINSON Y PROBLEMAS DE CONGELAMIENTO DE MARCHA.

RESUMEN

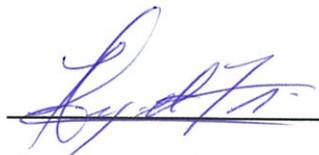
En este trabajo de titulación se presenta un dispositivo estimulador de bajo costo para ayudar la respuesta acinética a los episodios de congelamiento de marcha, que sufren los pacientes con Parkinson, usando señales vibratorias. La marcha de los pacientes es automáticamente detectada por un acelerómetro y un giroscopio ambos de 3 ejes acoplados en una unidad de medición inercial (IMU). Un análisis se realiza posteriormente en Matlab para detectar los congelamientos. Para omitir falsos episodios de congelamiento se utiliza un sensor de fuerza con los cuales se puede analizar la presión en la plantilla. Una vez que el episodio de congelamiento es detectado, se envía mediante un módulo Bluetooth la orden de activar los estimuladores, colocados en el talón del paciente.

Palabras clave: Parkinson, congelamiento de marcha (FOG), IMU, estímulos vibratorios.



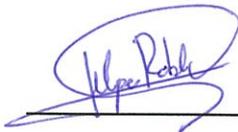
Omar Santiago Alvarado Cando

Director del Trabajo de Titulación



Hugo Marcelo Torres Salamea

Director de Escuela



Klever Felipe Robles Hidalgo



Byron Mauricio Chacón Palacios

Autores

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A VIBRATORY STIMULATION DEVICE FOR FREEZING OF GAIT DISORDERS IN PARKINSON'S DISEASE PATIENTS

ABSTRACT

This graduation work presents a low cost stimulator device using vibrational response signals to help rigid-akinetic syndrome episodes of freezing of gait disorder suffered by Parkinson's patients. The patients gait walking pattern is automatically detected by an accelerometer and a gyroscope, both of 3-axis torque joined in an inertial measurement unit (IMU). Then, an analysis in Matlab to detect freezing of gait is carried out. In order to omit false freezing of gait episodes, a force sensor which can analyze the pressure in the template is used. Once the gait pattern walking episode is detected, the order to activate the stimulators placed in the patient's heel is sent via Bluetooth module.

Keywords: Parkinson, Freezing Of Gait (FOG), IMU, Vibratory Stimuli.



Omar Santiago Alvarado Cando
Thesis Director



Hugo Marcelo Torres Salamea
School Director



Klever Felipe Robles Hidalgo



Byron Mauricio Chacón Palacios

Authors





Translated by,
Lic. Lourdes Crespo

Robles Hidalgo Klever Felipe

Chacón Palacios Byron Mauricio

Trabajo de Titulación

Ing. Omar Santiago Alvarado Cando, Msc.

Junio, 2016

DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN DISPOSITIVO DE ESTIMULACIÓN VIBRATORIA, PARA PACIENTES CON PARKINSON Y PROBLEMAS DE CONGELAMIENTO DE MARCHA.

INTRODUCCIÓN

Según la fundación Parkinson's Disease estima que existen 10 millones de personas viviendo la enfermedad de Parkinson la cual es un desorden crónico y degenerativo del movimiento, haciendo de esta forma que tareas sencillas se tornen complicadas, teniendo un gran impacto negativo en la persona que sufre la enfermedad, así como en la gente que la rodea, reduciendo así la calidad de vida de la persona con la enfermedad y la familia.

El congelamiento de marcha (FOG), por sus siglas en inglés (*Freezing of Gait*), es un trastorno caracterizado por la breve ausencia involuntaria de movimiento en el momento de la marcha causando así lentitud en el traslado y de pérdida del balance.

El presente trabajo de grado tiene como objetivo la creación de un dispositivo capaz de detectar los congelamientos de marcha y mediante un estímulo vibratorio ayudar al paciente a salir de este trastorno. Para ello se realizara una investigación previa sobre la enfermedad y los receptores sensoriales de la piel que posteriormente será aplicada al prototipo. Se aplicaran diferentes algoritmos para la adquisición, detección y estimulación. Por último se realizarán pruebas de funcionamiento y se evaluaran los datos obtenidos.

CAPÍTULO 1

REFERENTE TEÓRICO

1.1 Introducción

En la actualidad existen más de 100 enfermedades neurodegenerativas conocidas, siendo las más importantes por su frecuencia y gravedad la de Alzheimer, Parkinson, Huntington, y la esclerosis lateral amiotrófica. Son enfermedades que se caracterizan por la pérdida progresiva e imparable de neuronas en áreas concretas del cerebro o en sistemas anatómico-funcionales. (Alfredo R., 2009)

Los síntomas en enfermedades neurodegenerativas son muy variadas y específicas para cada enfermedad, por ejemplo, en el Alzheimer existe una alteración en los procesos de memoria y lenguaje, modificación en el control y coordinación del movimiento en la Enfermedad de Parkinson, o debilidad progresiva en esclerosis lateral amiotrófica. (Alfredo R., 2009) (Segura, 2003)

En el siguiente capítulo se dará a conocer a mayor profundidad lo que es la enfermedad de Parkinson, algunas cifras importantes en la enfermedad, las maneras de diagnosticar, las etapas de la enfermedad y la etiología, además se tratara el tema al cual queremos enfocarnos para la realización de la tesis que es el congelamiento de marcha.

1.2 Enfermedad de Parkinson

La enfermedad de Parkinson (EP) fue descrita por primera vez en el año 1817 por el médico inglés James Parkinson en su ensayo " *An Essay on the shaking palsy* ", en la cual Parkinson señala la enfermedad como "movimientos temblorosos involuntarios, con disminución de la potencia muscular en la movilidad pasiva y activa, con propensión a encorvar el tronco hacia adelante y a pasar de caminar a correr; los

sentidos y el intelecto no sufren mayor daño" (Parkinson, 1814). Aunque nunca se asoció la rigidez en los enfermos, el mérito de Parkinson es el haber relacionado un conjunto de síntomas y signos en una enfermedad común. (Tagle, 2005)

La enfermedad de Parkinson es la segunda enfermedad neurodegenerativa más común después de la Enfermedad de Alzheimer. Se caracteriza por la presencia de temblor, bradicinesia¹ y rigidez muscular, además de otras manifestaciones como la alteración de los reflejos posturales y el trastorno del congelamiento de marcha, junto a los otros síntomas es habitual la aparición de demencia y disfunción autónoma. La EP es una patología crónica, de larga duración, irreversible y con una sintomatología progresiva a pasar el tiempo. (Minguez, 2013) (Manzano, 2008)

Desde un análisis fisiopatológico, la EP es caracterizada por la pérdida progresiva de neuronas dopaminérgicas, en ciertas zonas del sistema nervioso central, siendo la más afectada la región de la sustancia negra. Las células nerviosas en la sustancia negra envían fibras al tejido localizado en ambos lados del cerebro, allí las células liberan neurotransmisores esenciales que ayudan a controlar el movimiento y la coordinación. Las neuronas dopaminérgicas producen una sustancia química natural llamada dopamina, la falta de dopamina hace que los pacientes con EP presenten la sintomatología antes mencionada. (Minguez, 2013) (Campellone, 2014) A continuación en la figura 1.1 se ilustra lo tratado anteriormente para la facilidad de comprensión.

Los primeros síntomas de la EP comienzan a manifestarse cuando la concentración dopaminérgica en el cuerpo estriado (núcleo caudado + putamen) disminuye a menos del 20% de la inicial, una representación clara se tiene en la figura 1.2.

¹ Bradicinesia: Lentitud de los movimientos voluntarios

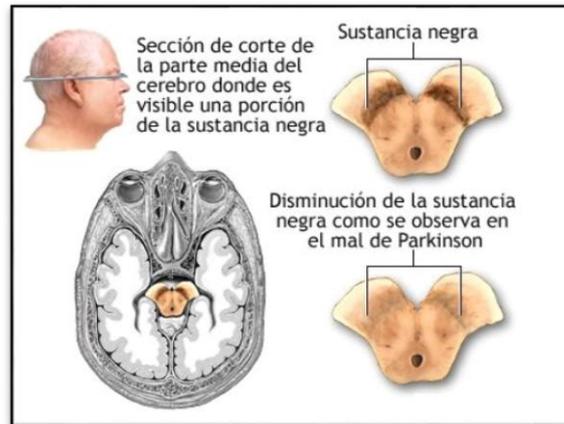


Figura 1.1 Comparación de sustancia negra entre un paciente con EP y un sano.

Fuente: (Campellone, 2014)

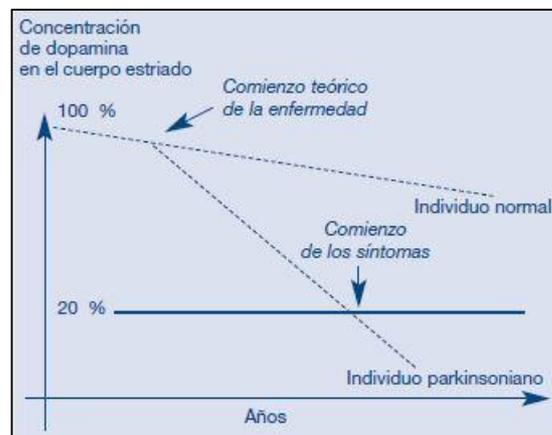


Figura 1.2. Concentración de dopamina en el cuerpo estriado y síntomas de la enfermedad.

Fuente: (Zuber, 1998)

1.2.1 Cifras importantes en la enfermedad de Parkinson

Cifras exactas de la Enfermedad de Parkinson en el mundo es de difícil cuantificación debido a la complicada recopilación de información precisa sobre esta enfermedad en los distintos continentes. Lastimosamente en Ecuador la situación no es nada diferente, ya que no existen datos exactos de enfermos de Parkinson. Según una entrevista para el diario La Hora el director de neurología del Hospital Carlos Andrade Marín, Marcos Serrano dio a conocer que en la capital (Quito), en el Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS), existen 300 personas que reciben

tratamiento para el Parkinson, mientras que en el Hospital Eugenio Espejo hay 600 pacientes bajo tratamiento. En los dos casos, el número crece lentamente. (Nacional, 2011)

Según la Fundación *Parkinson's Disease*, en el mundo existe un estimado de 10 millones de personas viviendo con la Enfermedad de Parkinson. La incidencia de Parkinson aumenta con la edad, apenas el cuatro por ciento aproximadamente de personas con EP son diagnosticados con la enfermedad antes de los 50. (Levy, 2015)

La edad media de comienzo de la enfermedad es de 55 años a 65 años, pero también se da en personas más jóvenes, de 20 a 50 años, En Ecuador según las cifras del 2014 del Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), indican que en el Ecuador existen 229 individuos con EP y de estos casos 24 fueron diagnosticados en pacientes menores de 45 años. (Verdadero, 2014)

Algunas otras cifras a tomar en cuenta son las siguientes: (Zuber, 1998) (Levy, 2015)

- Existen de 150 a 200 pacientes con EP por cada 100 000 habitantes.
- Las probabilidades de tener EP en hombres es una y media (1.5) veces mayor a la de mujeres.
- La proporción de pacientes con EP que evolucionan hacia una demencia es de 20%.
- La duración media de evolución de la enfermedad es de 18 años.
- Los costos directos e indirectos del Parkinson es de casi 25 billones de dólares por año solamente en Estados Unidos.
- Los costos de medicación para una persona con EP es de 2500\$ al año

1.3 Diagnóstico y manifestaciones clínicas de la EP

El diagnóstico en la enfermedad está basado en la clínica puesto que no se ha logrado identificar ningún marcador biológico de esta enfermedad. Para que los signos clínicos se hagan evidentes, se requiere una pérdida superior al 80% de las neuronas dopaminérgica. El diagnóstico clínico de la EP se apoya en la detección de por lo

menos dos de las cuatro características principales indicadas anteriormente, siendo los dos más comunes el temblor y la bradicinesia. En el 75% de los diagnósticos de EP se confirman por estudios anatomopatológicos en la autopsia de los pacientes que recibieron este diagnóstico. (Bernheimer, 1973) (Tapia-Núñez, 2004)

Se han desarrollado criterios para el diagnóstico clínico de la EP, considerando de manera importante a los criterios de la *United Parkinson's Disease Society Brain Bank*, que identifican:

1. Síntomas esenciales para el síndrome Parkinsoniano
2. Criterios de exclusión para el diagnóstico de la EP.
3. Criterios de apoyo del diagnóstico de la EP.

En una revisión de los criterios de diagnóstico de la EP nos indica que el diagnóstico clínico se basa en la combinación de signos cardinales y en la exclusión de síntomas atípicos. (Gelb, 1999)

1.3.1 Signos Motores Cardinales (Criterios diagnósticos de la EP) (Gelb, 1999)

- **Temblor de reposo distal:** El temblor característico de un paciente que sufre EP es de 3-6 Hz, es el tipo de temblor más frecuente en la enfermedad.
- **Rigidez:** Es un signo común en otros trastornos clínicos, pero está presente en hasta el 99% de pacientes con EP.
- **Bradicinesia:** Se presenta en el 77-98% de los casos, aunque no solamente puede presentarse en pacientes con EP.
- **Inicio Asimétrico:** Constituye la forma más frecuente de presentación inicial de la sintomatología se presenta hasta en el 75% de casos, aunque no es exclusiva de la enfermedad.
- **Inestabilidad Postural:** Aunque varios autores consideren que es un signo cardinal de la EP no ocurre en las fases tempranas de la enfermedad, sino más bien en la fase III y se presenta solamente en el 37%.

1.3.2 Respuesta a fármacos, Levodopa.

A los signos cardinales mencionados, se suma el criterio de la respuesta a la levodopa, que se presenta en el 94-100% de los casos. Dado que una respuesta terapéutica favorable a la terapia con levodopa u otros dopaminérgica es uno de los criterios principales para el diagnóstico de la EP. (Tapia-Núñez, 2004) (Gelb, 1999)

1.3.3 Diagnostico por neuroimágenes

Los métodos de neuroimágenes han tenido una rápida difusión y expansión en los últimos años. Las imágenes desempeñan un papel importante en el diagnóstico, ya que sirven para confirmar el diagnóstico clínico, a través de la cuantificación de células dopaminérgicas. (Tapia-Núñez, 2004)

Existen diferentes formas de diagnóstico por neuroimágenes:

- Tomografía Computarizada (TC)
- Resonancia Magnética (RM)
- Tomografía Computarizada por emisión de fotones (SPECT cerebral)
- Tomografía por emisión de positrones (PET cerebral)

Siendo la SPECT la más idónea para el diagnóstico, pero el costo de mantenimiento y de operación es demasiado elevado siendo así inalcanzables para algunos países, es por esto que la más utilizada para el apoyo clínico es la resonancia magnética.

1.4 Etapas de la enfermedad

El desarrollo de la enfermedad de Parkinson varía entre los diferentes individuos. La EP es un trastorno crónico y de lenta progresión, esto significa que los síntomas continúan y empeoran con el tiempo.

1.4.1 Escalas de Clasificación

Para que la progresión de la enfermedad sea fácil de entender existen diferentes tipos de escala, en las cuales se observan los síntomas del movimiento y cuanto afecta la enfermedad a las actividades cotidianas. Las escalas más usadas son las de Hoehn y Yahr y la *United Parkinson's Disease Rating Scale* (UPDRS). (Levy, 2015)

La escala Hoehn y Yahr, clasifica los síntomas en una escala del 1 al 5. En esta escala se toma en cuenta las dificultades que presentan los pacientes, 1 y 2 representan las fases tempranas, 3 la fase media y 4 y 5 la fase avanzada de EP.

La escala UPDRS está más enfocada a los síntomas de movimiento, que la Hoehn y Yahr. Además en esta escala se toma en cuenta las dificultades cognitivas, habilidades para realizar tareas cotidianas y las complicaciones en los tratamientos. (Levy, 2015) (Goetz, 2004)

La escala UPDRS consta de cuatro partes los cuales se dividen en pruebas para profundizar de mejor manera los resultados.

- Parte I Experiencias no motoras de la vida diaria
- Parte II Experiencias motoras de la vida diaria
- Parte III Exploración motora
- Parte IV Complicaciones motoras

1.4.2 Estadíos de Hoehn y Yahr

Las fases en la escala Hoehn y Yahr son denominados estadíos:

- **Estadío I:** El paciente mantiene una postura erecta y conserva su expresión facial. Pueden aparecer síntomas de un solo lado del cuerpo. Se arrastran ligeramente los pies al caminar y se disminuye el braceo. (Goetz, 2004) (Aragon)

- **Estadío II:** La alteración postural comienza a ser más evidente, comenzado a encorvarse hacia delante. La expresión facial se ve comprometida. Aparición de la bradicinesia. Se manifiesta la alteración del equilibrio. Aparecen síntomas depresivos. (Goetz, 2004) (Aragon)
- **Estadío III y IV:** Los síntomas se agravan; se presentan mayor dificultad para caminar y mantener el equilibrio. Mayor tendencia a caídas. Dificultades en la comunicación. (Goetz, 2004) (Aragon) Síntomas en relación con los fármacos. Se presentan episodios de congelamiento de marcha. (Goetz, 2004) (Aragon)
- **Estadío V:** Necesita ayuda de una tercera persona para todo tipo de actividad. Alteraciones del lenguaje. Se pasa mucho tiempo en reposo. (Goetz, 2004) (Aragon)

1.5 Etiología

Las causas de la Enfermedad de Parkinson son desconocidas por el momento, aunque la enfermedad se le puede atribuir a factores genéticos, el envejecimiento acelerado o toxinas ambientales. Para algunos investigadores la Enfermedad del Parkinson está ligada con algunos tipos de pesticidas. Existen también estudios que dicen que la EP puede ser desencadenada por infecciones virales que pueden selectivamente dañar ciertos caminos en el sistema nervioso central.

Ninguna de las causas mencionadas ha sido del todo confirmada. (Calne, 1983)

1.6 Tratamientos

El tratamiento para le EP es sobre todo sintomático y se basa en los medicamentos y la rehabilitación. En la actualidad existen tres tipos de tratamientos que pueden ser combinados: farmacológico, quirúrgico, rehabilitador. (Zuber, 1998)

1.6.1 Tratamiento Farmacológico

Como se trató anteriormente el Parkinson se debe a la deficiencia de dopamina en el cerebro y lo que los fármacos tratan de hacer es restituir de forma temporal la dopamina en el cerebro e imitar las acciones de la misma. (Zuber, 1998)

Ninguno de los fármacos usados en el tratamiento de la enfermedad actúa sobre la progresión de la EP. En la actualidad los fármacos más utilizados son Levodopa y varios agonistas de dopamina.

Levodopa: Es un fármaco oral que ingresa al cerebro y se convierte en dopamina, el 80% de pacientes tratados con este fármaco presentan mejoría inicial.

Agonistas dopaminérgicos: Su eficacia es inferior a la de Levodopa, pero esto queda compensado por una vida media más larga y menor incidencia de desarrollo del fenómeno. Estimulan los receptores postsinápticos. (Zuber, 1998)

1.6.2 Tratamiento Quirúrgico

Últimamente se ha avanzado mucho en este campo, el tratamiento quirúrgico más utilizado es la estimulación cerebral profunda (ECP). Se trata de la implantación de un dispositivo medico llamado marcapasos cerebral, que envía impulsos eléctricos al cerebro. (Zuber, 1998)

Otro tratamiento menos común implica la creación de lesiones para suprimir la hiperactividad de las áreas subcorticales específicas.

Trasplantes: Es una técnica en fase experimental, en la cual las investigaciones están dirigidas hacia las células de la sustancia negra fetal (tejidos de interrupciones

voluntarias de embarazo), implantadas en el cuerpo estriado, por el método estereotaxico². (Zuber, 1998)

1.6.3 Tratamiento rehabilitador

Es un complemento indispensable del tratamiento farmacológico.

Se recomienda luchar contra el sedentarismo excesivo, realizar actos diarios, luchar contra las deformaciones articulares, hacer hincapié en la marcha y mantener el máximo de autonomía. (Zuber, 1998)

Se recomienda realizar una serie de ejercicios determinados que pueden ayudar a mantener la movilidad de los miembros y fortalecer los músculos. Se trabajan Hombros, brazos, manos, cuello, piernas y pies.

Todos los tratamientos anteriormente mencionados deben ser complementados con la rehabilitación.

1.7 Receptores sensoriales de la piel

Los receptores son estructuras que corresponde a terminaciones nerviosas libres o encapsuladas, que actúan como transductores, es decir, tienen la capacidad de transformar un estímulo mecánico, químico o electromagnético en un impulso nervioso.

1.7.1 Corpúsculos de Pacini

El corpúsculo de Pacini está implicado en la percepción de las sensaciones vibratorias intensas y profundas (se habla de mecanorreceptor de adaptación lenta), detecta los movimientos de estiramiento y de distensión de la piel así como las presiones fuertes. (vichy.es, 2015)

² Tipo de intervención quirúrgica mínimamente invasiva que utiliza un sistema de coordenadas tridimensional para localizar pequeñas estructuras dentro del cuerpo

Los corpúsculos de Pacini se encuentran ampliamente distribuidos en todo el cuerpo y son abundantes en la dermis, el tejido subcutáneo, los ligamentos, especialmente se encuentran en las palmas de las manos y las plantas de los pies. Cada corpúsculo tiene forma ovoide, tiene alrededor de 100 a 500 p.m de diámetro. Está compuesto por una cápsula y un centro que contiene la terminación nerviosa. La cápsula consiste en numerosas laminillas concéntricas formadas por células aplanadas. (Todo en salud, 2015)

El corpúsculo de Pacini es un mecanorreceptor de adaptación rápida particularmente sensible a la vibración. Puede responder hasta 600 estímulos por segundo, siendo la frecuencia más sensible de 250 a 350 estímulos por segundo. (Todo en salud, 2015)

CAPÍTULO 2

HARDWARE

El Hardware se refiere a todos los componentes "Físicos" de un sistema que van desde el cableado hasta los diferentes actuadores utilizados, pasando por procesadores, sensores entre otros componentes electrónicos tangibles.

El diseño del Hardware usado en el proyecto está basado en un análisis completo de todos los factores y variables que intervienen en el dispositivo como lo son: la funcionalidad, la comodidad y el factor económico.

2.1 Metodología de Diseño

La metodología de diseño de hardware que se utilizara es Bottom-Up, es una metodología en la cual a partir de la agrupación de diferentes módulos se llega a representar el sistema completo que se desea implementar (Wirth N. , 1971).

La metodología Bottom-Up no implica una estructuración jerárquica de los elementos del sistema. Simplemente reúne componentes de bajo nivel para formar el diseño global, como muestra la figura 2.1

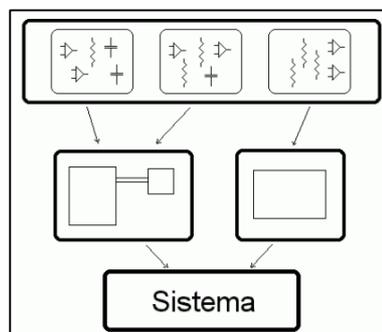


Figura 2.1 Estructura gráfica de diseño Bottom-Up

Fuente: (Wirth, 1971)

El enfoque de la metodología Bottom-Up hace énfasis en las pruebas tempranas. Este enfoque tiene el riesgo de que la forma de conectar a cada grupo sea compleja de lograr. (Wirth N. , 1971)

2.2 Sensores

Un sensor es un dispositivo que, a partir de la energía del medio donde se mide, da una señal de salida transducible que es función de la variable medida. (R.P., 2004)

2.2.1 Acelerómetro

La aceleración es la tasa de cambio de la velocidad de un objeto y esto se mide en metro por segundo al cuadrado o en las fuerzas G.

Todo cuerpo posee un centro de masa que es el lugar donde se equilibran todas sus fuerzas, el acelerómetro es capaz de medir la orientación de una plataforma fija con respecto a la superficie terrestre.

Los acelerómetros son dispositivos electromecánicos que detectan las fuerzas de aceleración, ya sea estática o dinámica. Las fuerzas estáticas incluyen la gravedad, mientras que las fuerzas dinámicas pueden incluir vibraciones y movimiento.

Funcionamiento:

Generalmente, los acelerómetros contienen placas capacitivas internamente. Algunos son fijos mientras que otros están unidos a resortes minúsculos que se mueven internamente conforme las fuerzas de aceleración actúan sobre el sensor. Como estas placas se mueven en relación el uno al otro, la capacitancia entre ellos cambia. A partir de estos cambios en la capacitancia, la aceleración se puede determinar.

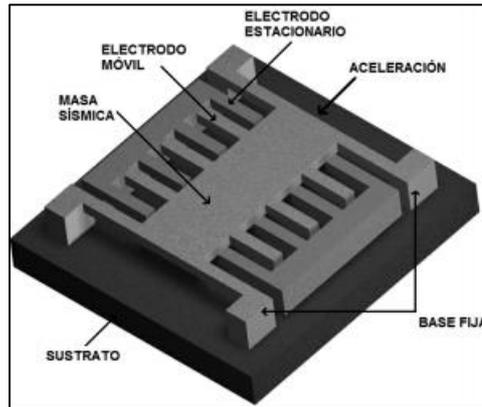


Figura 2.2 Sistema electromecánico para la aceleración en 1 eje

Fuente: (5Hertz, 2014)

Acelerómetro ADXL 345

El acelerómetro de 3 ejes utilizado para las pruebas y la construcción del prototipo es el ADXL 345, es pequeño y consume muy poca corriente, además produce una resolución alta (13-bit) donde las medidas pueden llegar hasta $\pm 16g$. Se puede comunicar mediante SPI³(3 o 4 cables) o por la interfaz digital I2C.

Consta de 14 pines y las medidas son de 3mm X 5mm X 1mm siendo de tamaño muy reducido e idóneo para la construcción de nuestro prototipo.

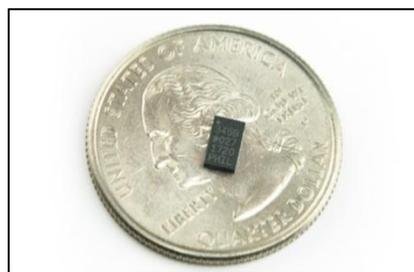


Figura 2.3 Acelerómetro ADXL 345 en comparación con una moneda (0.25\$)

Fuente: (Tinyos, 2016)

³ Serial Peripheral Interface (SPI): en una interfaz comúnmente usada para comunicación entre periféricos pequeños y microcontroladores. Usa temporizadores independientes.

A continuación se encuentra un diagrama funcional de bloques del acelerómetro ADXL345.

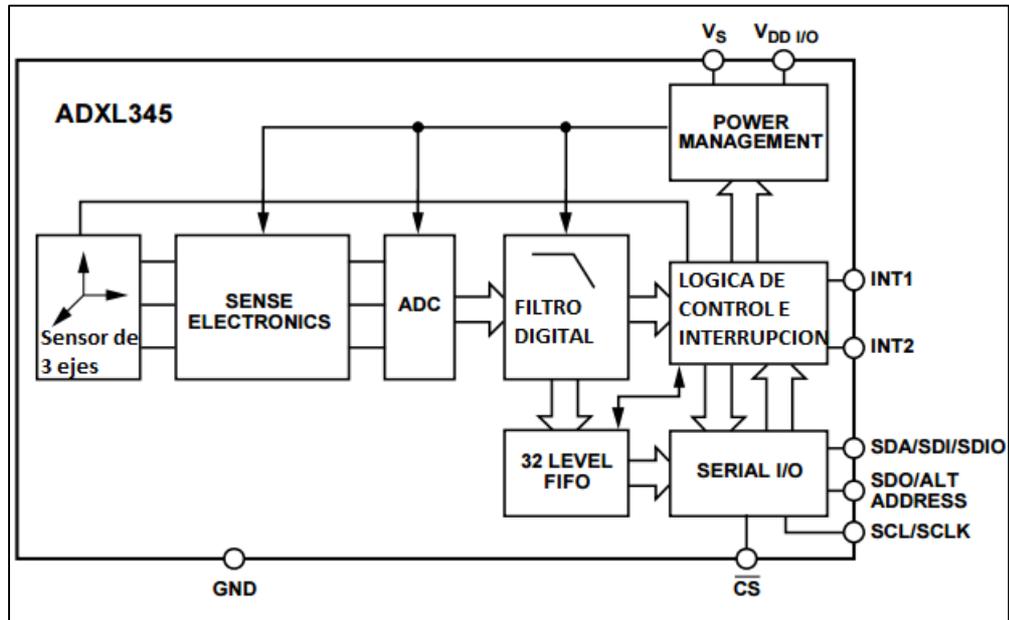


Figura 2.4 Diagrama Funcional de bloques para el integrado ADXL345.

Fuente: (Analog Devices, 2014)

Las especificaciones más significativas que nos brinda la hoja de datos correspondientes al integrado son las siguientes.

- Rango de operación de voltaje de funcionamiento (V_S) es de 2.0 V a 3.6 V
- Rango de voltaje de interfaz ($V_{DD I/O}$) es de 1.7V a V_S
- Corriente consumida 40uA a 145uA dependiendo de la tasa de Datos.
- El peso es de 20 mg
- La tasa de medición puede ser seleccionada desde los 6Hz a 3200Hz

El enfoque que tiene el acelerómetro en nuestro proyecto es ser el sensor predominante para la detección de FOG sobre el cual vamos a realizar todas las pruebas y los filtrados que serán explicados en el próximo capítulo.

2.2.2 Giroscopio

Los giroscopios son dispositivos que utilizan la fuerza de gravedad de la tierra para ayudar a medir la orientación, mediante la velocidad angular, si se intenta saber la orientación de un objeto en movimiento no basta un acelerómetro. A diferencia de los acelerómetros los giroscopios no se ven afectados por la gravedad es por esto que estos se complementan el uno al otro.

Al momento de seleccionar un giroscopio se debe tomar en cuenta varios parámetros:

- **Rango** - Se debe asegurar que la medida que se desea obtener no supere el rango máximo del giroscopio, pero también de debe tener en cuenta que el rango no exceda por mucho a la medida ya que se ve comprometida la sensibilidad.
- **Interfaz** – Se debe tener en cuenta si se desea tener una salida analógica o digital (SPI o I2C)
- **Numero de ejes medidos** - Si se desea medir en tres, dos o un eje (X, Y, Z o Roll, Pitch, Yawn)
- **Consumo de Poder** – Uno de los puntos más importantes es la cantidad de poder que necesitan para funcionar, existen algunos giroscopios con funcionalidad de reposo.

Giroscopio ITG-3200

El giroscopio que utilizamos para la construcción del prototipo es el ITG-3200, se optó este modelo ya que se ajustaron a las necesidades del proyecto.

Según la hoja de datos del giroscopio en la página de Sparkfun conocemos que el ITG-3200 cuenta con tres conversores analógicos digitales (ADCs) de 16 bits, para digitalizar las salidas del giroscopio. Este dispositivo en comparación con otros del mismo tipo y características se destaca en 2 puntos, el primer es que reduce el tamaño del paquete hasta en un 67% y el otro uno de los más importantes es que tiene una reducción de consumo de hasta el 50%.

Las especificaciones que tomamos en cuenta para la selección de este modelo son las siguientes:

- Tamaño 4x4x0.9mm
- Sensibilidad de los 3 ejes (X,Y,Z) es de 14.375 LSBs por $^{\circ}$ /seg y una rango de escala de $\pm 2000^{\circ}$ /sec.
- No se necesita un multiplexor externo debido a los 3 ADCs de 16-bits que proveen muestras simultáneas.
- Baja frecuencia de ruido, más baja que los dispositivos de generaciones anteriores.
- Rango de voltaje de suministro (VDD) de 2.1V a 3.6V.
- Corriente de Stand by (Espera) es de 5Ua

A continuación se presentan dos figuras donde se puede observar la distribución de los pines y la orientación de los ejes de sensibilidad y de la polaridad de rotación.

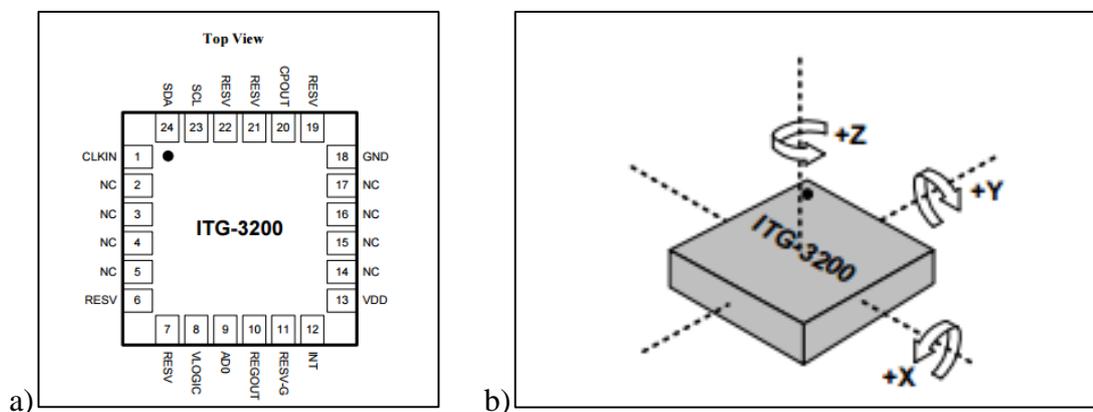


Figura 2.5. a) Distribución de pines integrado ITG-3200

b) Orientación de los ejes de sensibilidad y de la polaridad de rotación.

Fuente: (InvenSense, 2010)

El rol del giroscopio en nuestro proyecto es como un sensor de apoyo al acelerómetro para tener una mejor forma de identificar el congelamiento aislando casos en los cuales se puedan tomar como falsos congelamientos.

2.2.3 IMU

Los giroscopios y acelerómetros son de mucha ayuda pero separados no brindan la información necesaria para calcular de manera exacta parámetros como la orientación, posición y velocidad. Para medir eso y otras variables se tiende a combinar los dos sensores para crear una unidad de medición inercial (IMU) el cual provee de dos a seis grados de libertad (DOF).

Las especificaciones que se tiene que tomar en cuenta en una IMU son similares a las características mencionadas anteriormente para el giroscopio y acelerómetro ya que es una unión de los dos. Además se tiene q tomar en cuenta el rango de medición y la interfaz de comunicación.

IMU GY-85

El IMU GY-85 consta de tres sensores, 1 acelerómetro ADXL-45, 1 giroscopio ITG-3200 y 1 magnetómetro HMC5883L (no utilizado para la construcción del prototipo).

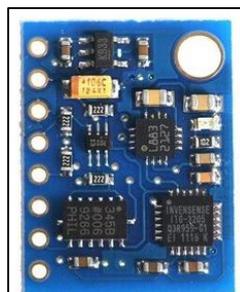


Figura 2.6 IMU GY-85

Fuente: (ThaiEasyElec, 2014)

2.2.4 Sensor de Fuerza

El sensor de fuerza resistivo (FSR) es un dispositivo de película de polímero (PTF) que presenta una disminución de la resistencia cuando aumenta la fuerza aplicada a la superficie activa. Su sensibilidad a la fuerza está optimizada para uso en el control por toque humano de dispositivos electrónicos. Las FSRs no son células de carga o galgas extensiométricas aunque tengan propiedades similares.

FLEXIFORCE A201-100

Se trata de un sensor integrado dentro de una membrana de circuito impreso flexible de escaso espesor. El sensor es totalmente plano, lo cual permite colocarlo con facilidad entre dos piezas de la mecánica de nuestro sistema y medir la fuerza que se aplica sin perturbar la dinámica de las pruebas.

Los sensores FlexiForce utilizan una tecnología basada en la variación de resistencia eléctrica del área sensible. La aplicación de una fuerza al área activa de detección del sensor se traduce en un cambio en la resistencia eléctrica del elemento sensor en función inversamente proporcional a la fuerza aplicada.

Como indica su hoja de datos, estos sensores se pueden utilizar para medir tanto fuerzas estáticas como dinámicas. En esta línea hay sensores que pueden soportar hasta 453 kgf (1.000 lbf).

Datos físicos

El modelo a utilizar es el sensor de fuerza flexiforce A201-100 cuyo rango es de 0-100lbf. La longitud de los conductores del sensor es de 16cm. El ancho en la zona de sensado es de 15mm y el espesor del sensor es de apenas 0.127mm.

La zona de detección activa es un círculo colocado en un extremo del sensor que tiene 9,53 mm de diámetro.

Para la calibración del sensor de fuerza se optó por una resistencia de valor comercial de 10K basándonos en la fórmula de un partidor de tensión, obteniendo así datos dentro del rango dinámico necesario para ser procesados en Matlab.

$$V_o = \left(\frac{R_1}{R_{sensor} + R_1} * V_{in} \right)$$

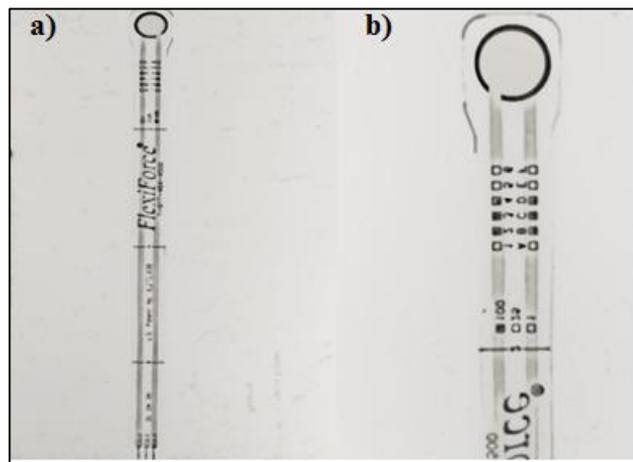


Figura 2.7 a) Sensor Completo Flexiforce A201-100

b) Zona de Detección Activa para Sensor Completo Flexiforce A201-100

2.3 Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado programable que en su interior contiene una unidad central de procesamiento, unidades de memoria y puertos periféricos. Con lo dicho anteriormente se puede decir con toda propiedad que un microcontrolador es una microcomputadora completa encapsulada en un circuito integrado.

Para que un microcontrolador pueda ser de utilidad requiere de un programa para que realice una función específica. Normalmente la programación se escribe en la memoria ROM. El propósito del microcontrolador es el de leer y ejecutar los programas que el usuario escribe.

Existen varios fabricantes de microcontroladores tales como TI, Motorola, Atmel, Intel, Microchip, Toshiba entre otros. Todos estos fabricantes ofrecen microcontroladores de similares características y con un mismo fin: leer y ejecutar las órdenes del usuario.

Evidentemente algunos modelos tienen más capacidad que otros, en cuanto a memoria, velocidad, periféricos, etc.

Para la elección del microcontrolador con el que vamos a trabajar tomamos en cuenta los siguientes aspectos.

- **Disponibilidad en el mercado local.** Se necesita un dispositivo que sea de fácil adquisición.
- **Disponibilidad de información y herramientas de desarrollo.** Existen casas productoras con mayor información y herramientas de desarrollo que otras además existen algunas que son de Software libre y por ende existe mucha mayor flexibilidad a la hora de programar.
- **Costo.** Un punto muy importante ya que se trata de crear un prototipo lo más económico pero eficaz posible.
- **Aplicación.** Se debe tomar en cuenta la velocidad de procesamiento, memoria, número de periféricos e incluso el consumo de poder del microcontrolador.

Con las características que necesitamos para nuestro prototipo y tomando en cuenta los puntos antes mencionados para la selección de un microcontrolador hemos optado por la empresa fabricante Atmel, en el IDE de Arduino.

2.3.1 Arduino

Arduino es una compañía de software libre la cual elabora placas de desarrollo y su entorno de programación.

La parte del hardware consiste en una placa de circuito impreso que tiene un microcontrolador Atmel. Existen varios modelos en los cuales el más destacado es el Arduino UNO debido a su reducido precio y su número de periféricos así como su velocidad de procesamiento.



Figura 2.8 Logo Arduino

Fuente: arduino.cc

A continuación se expondrá tres modelos que se tomaron en cuenta para la realización del prototipo y sus características al final se dará a conocer que modelo se escogió y porqué.

2.3.1.a Arduino UNO

El arduino UNO es la placa más utilizada, cuenta con un microcontrolador Atmega328p tiene 14 entradas/salidas digitales de las cuales 6 se pueden utilizar como salidas PWM, 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz, un puerto USB, entre otras características.

La comunicación con el computador no es mediante un chip FTDI USB-a-serial. Más bien cuenta con el Atmega16U2 programado como un conversor USB-a-serial.



Figura 2.9 Arduino Uno

Fuente: (Arduino, 2012)

2.3.1.b Arduino Micro

El Arduino Micro es la placa más pequeña de la familia Arduino cuenta con un microcontrolador ATmega32U4 con un USB integrado.

Tiene 20 entradas y salidas digitales de las cuales 7 pueden ser utilizadas como salidas PWM y 12 como entradas analógicas, tiene un oscilador de 16 MHz.

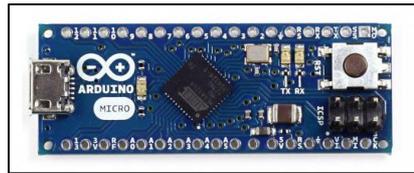


Figura 2.10 Arduino Micro

Fuente: (Arduino, 2015)

2.3.1.c Arduino Pro Mini

El Arduino Pro Mini (3.3V 8MHz) es un módulo (no una placa) con el mismo microcontrolador que el Arduino Uno Rev 3 (Atmel 328). Consta de 14 entradas/salidas digitales de las cuales 6 se pueden utilizar como salidas PWM, 6 entradas analógicas, un cristal de cuarzo de 16 MHz. Se conecta al computador mediante un cable FTDI.

Especificaciones Técnicas.

A continuación se presenta una tabla con las especificaciones técnicas más representativas del Arduino Pro Mini

Tabla 2.1 Especificaciones técnicas de Arduino Pro Mini

Microcontrolador	ATmega328P
Voltaje de Operación	3.3V
Voltaje de ingreso (Limites)	3.3-12V

Salidas y entradas digitales	14 (de las cuales 6 son salidas PWM)
Salidas y entradas PWM	6
Entradas Analógicas	6
Corriente DC por PIN	40 mA
Memoria Flash	32 KB (ATmega328) de los cuales 0.5Kb son usados por el bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Reloj	8 MHz
Largo	33 mm
Ancho	18 mm
Peso	2 g

Fuente: (Arduino, 2016)

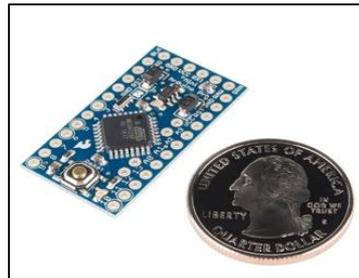


Figura 2.11 Arduino Pro Mini en comparación con una moneda

Fuente: (Sparkfun, 2016)

Existen varios componentes en un Arduino pro mini pero los más relevantes son los siguientes.

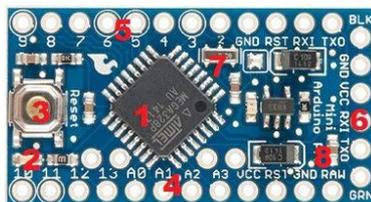


Figura 2.12 Arduino mini pro

Fuente: (Arduino, 2016)

1. El microcontrolador AtMega 328P es el cerebro de la placa.
2. Led conectado al pin 13
3. Botón de Reset
4. Entradas analógicas
5. Entradas Digitales
6. Pines de conexión serial
7. Cristal de 8Mhz
8. Led que indica cuando se está transmitiendo o recibiendo datos

A continuación se presenta el esquemático del arduino mini

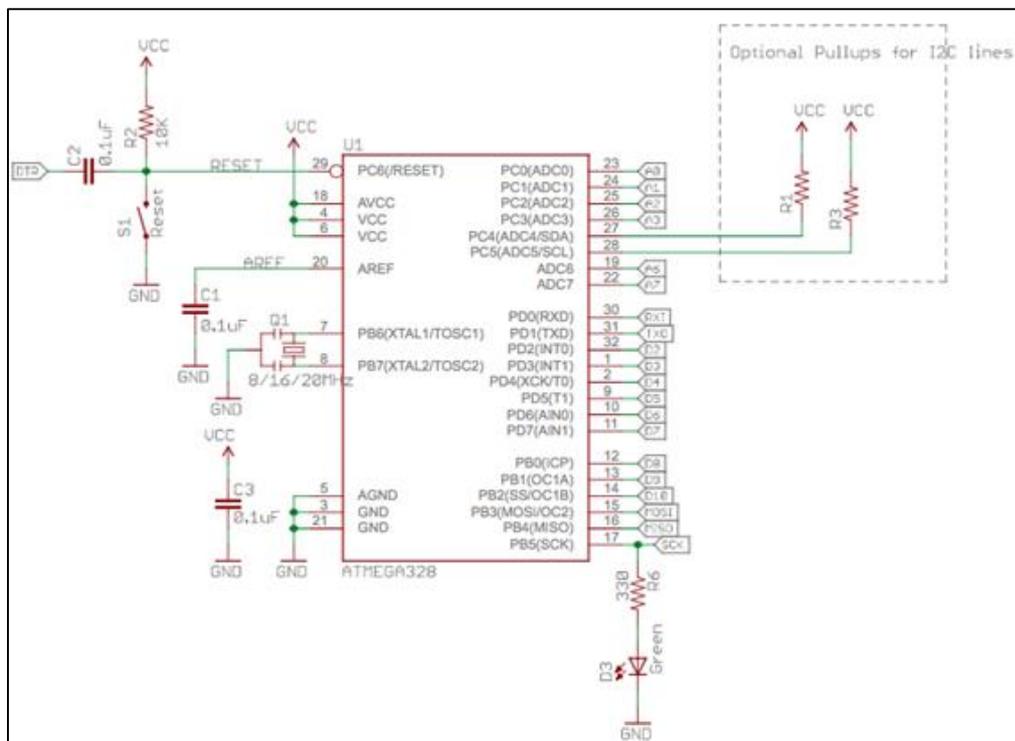


Figura 2.13 Esquemático Arduino mini pro

Fuente: (Arduino, 2016)

Analizando las características de los tres dispositivos y teniendo en cuenta que es un proyecto netamente investigativo, con fines educativos, se ha decidido utilizar el Arduino Pro Mini ya que es el más pequeño de los tres y tiene las mismas características en cuanto a funcionamiento y procesamiento y el número de entradas y salidas son suficientes para las necesidades del proyecto. Si se pretendiese que el

producto fuera para el mercado se necesitaría un microprocesador con mejores características en cuanto a la velocidad de procesamiento.

2.4 Estimuladores vibro táctiles

Los estimuladores vibro-táctiles son actuadores que pueden generar sensaciones simples o vibraciones sostenidas para la realización de sensaciones táctiles complejas.

2.4.1 Tactors

Los tactors consisten en un conector incorporado a un motor con una masa excéntrica. La rotación del motor causa que el conector vibre generando así un estímulo a la piel.

Son utilizados en tecnología militar y en aplicaciones médicas aunque aún se encuentran en estados de prueba y no son ampliamente utilizados.

Se tenía planeado la utilización de los tactors en el proyecto ya que se pueden configurar a una frecuencia deseada con un alto grado de exactitud, se tomó otra alternativa en cuanto a los actuadores debido a la complicación al momento de la adquisición de los tactors y al alto precio de los mismos.



Figura 2.14 Tactor

Fuente: (Atac Technology, 2015)

2.4.2 Micromotores Vibratorios (Celular)

Debido a las complicaciones al momento de conseguir los tactors y además al alto precio de los estimuladores se optó por una alternativa más económica y que realiza un trabajo similar.

Los corpúsculos de Paccini tienen mayor eficacia a frecuencias alrededor de 250-300Hz y los micromotores seleccionados vibran alrededor de los 275 Hz.

Los motores funcionan a 3.3V y consumen una corriente de 0.1A sus medidas son de 10x2.7mm.



Figura 2.15 Micromotores

Fuente: (Uxcell, 2015)

2.5 Modulo Bluetooth

Según la página oficial de Bluetooth, este fue creado en el año 1994 por la empresa Ericsson, como una alternativa inalámbrica a la comunicación RS-232. Utiliza radiotransmisión para la comunicación y trabaja en las bandas de 2.4 Ghz a 2.485 Ghz, esta es una banda Full-Duplex y no requiere licencia para la operación.

2.5.1 Módulo Bluetooth HC-05

El módulo bluetooth HC-05 es el que ofrece una mejor relación de precio y características, es un módulo Maestro-Esclavo. El HC-05 tiene un modo de comandos que se activa cuando se tiene un estado alto en el PIN34 mientras se resetea el modulo, en el modo comando podemos configurar el modulo bluetooth y cambiar parámetros como el nombre del dispositivo, contraseña, modo maestro/esclavo, entre otros.

Para comunicarnos con el modulo, es necesario tener acceso al módulo mediante una interfaz serial. En la siguiente tabla se puede ver las conexiones entre el arduino y el bluetooth. (Ardobot)

Tabla 2.2 Conexión entre Arduino y Modulo Bluetooth

Bluetooth	Arduino
Tx	Rx
Rx	Tx
Vcc	Vcc
GND	GND

2.6 Interconexión de hardware

En la figura a continuación se muestra la interconexión de los diferentes elementos utilizados para la elaboración del prototipo.

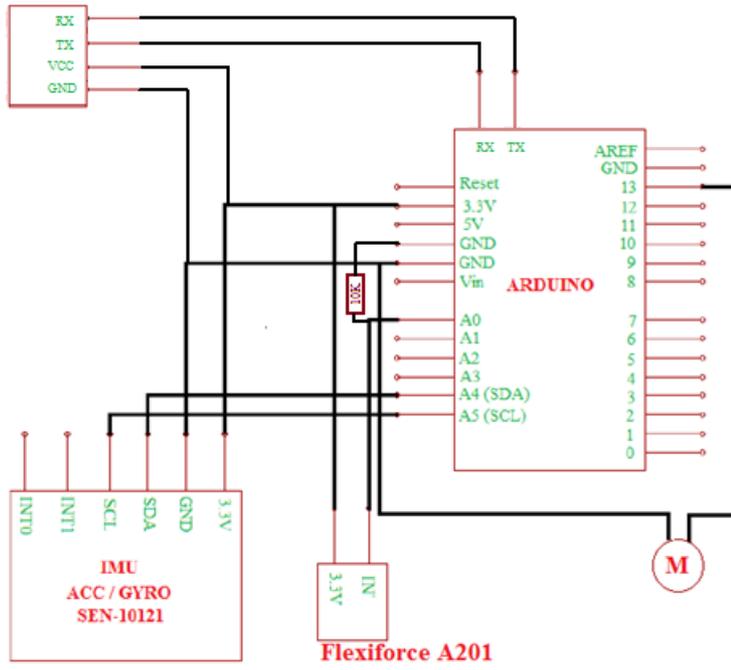


Figura 2.16 Esquema de bloques del Hardware de elementos.

CAPITULO 3

SOFTWARE

En este capítulo se pretende explicar el desarrollo de los programas tanto en Matlab como en Arduino para el desarrollo del prototipo.

3.1 Entorno de desarrollo integrado de arduino

Un entorno de desarrollo integrado conocido como IDE por sus siglas en inglés (Integrated Development Environment), es una aplicación de software compuesto por un conjunto de herramientas de programación. Consiste en un editor de código fuente, herramientas de programación y un depurador. Actualmente los IDE contienen un compilador intérprete y un examinador de objetos diseñados para maximizar la productividad del programador.

El lenguaje de programación dentro de Arduino está basado en Wiring, que es una aplicación escrita en java, pero su IDE fue desarrollado en Processing, el cual es un lenguaje de código abierto basado en Java, diseñado para programadores no expertos.

El entorno de desarrollo integrado de Arduino contiene un editor de texto para escribir el código, un área de mensajes, una consola de texto y una barra de herramientas. Se conecta al hardware de Arduino para subir los programas y comunicarse con el microcontrolador. (Arduino Environment, 2012)

En los *Sketchs* de Arduino es donde se escriben los programas que son posteriormente compilados.

A continuación se lista lo que nos ofrece la barra de Herramientas.

- Verificar/Compilar
- Cargar
- Nuevo
- Abrir
- Monitor Serial

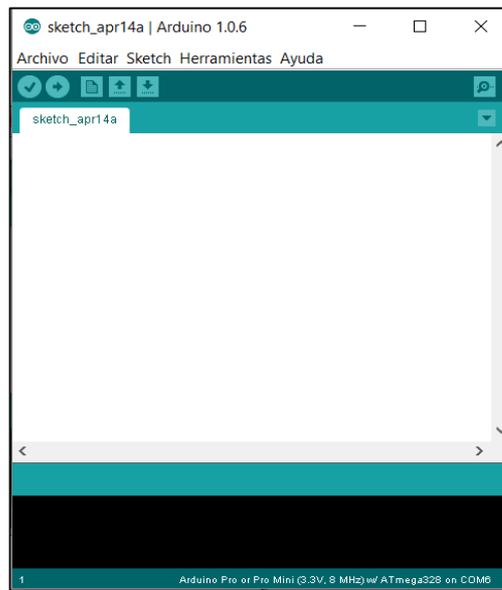


Figura 3.1 Ventada del IDE de Arduino 1.0.6

3.2 Programación en arduino

La programación en Arduino en su mayoría está enfocada a la adquisición de datos, la configuración de los sensores y de los actuadores. A continuación se presentaran 2 diagramas de flujo en donde se explicaran 2 funciones, `setup()` y `loop()`.

La función `setup()` es donde el usuario inicializa variables, establece estados de los periféricos, entre otras opciones, se ejecuta una sola vez al inicio del programa y sufre un reinicio cuando se pulsa el botón de reset o por programación.

La función donde se ejecuta el bucle del programa principal es en el `loop()`. Dentro de esta función se coloca toda la programación a ser ejecutada repetidamente. Para salir de esta función se pueden producir interrupciones externas o internas, previamente activadas.

3.2.1 Inicialización de Registros

```
#include <Wire.h> // Librería I2C
```

Al principio de toda la codificación se incluye la librería llamada "wire" la cual permite la comunicación I2C con los sensores.

Después de esto se le asigna nombres a valores constantes antes de que se compile el programa esto no ocupa nada de espacio de memoria de programa en el chip. Estas constantes son las direcciones del acelerómetro y el giroscopio según sus respectivos datasheets para que de esta forma los datos de los sensores sean procesados por separado. Esto se realiza a pesar de que estos sensores se encuentran en un solo componente (IMU).

```
#define ACCELEROMETER (0x53) // Dirección del Acelerómetro  
#define GYROSCOPE (0x68) // Dirección del giroscopio
```

En las siguientes líneas se define cuantos bytes se van a ocupar para los datos de los 2 sensores.

```
#define ACC_READ (6) // 6 Bytes van a ser leídos para x, y, z (2bytes cada uno)  
#define GYRO_READ (6) // 6 Bytes van a ser leídos para x, y, z (2bytes cada uno)
```

Como se observa 6 bytes van a ser utilizados por cada sensor (2 bytes por eje X, Y o Z)

3.2.2 Función Write

```
void writeTo(int SENSOR, byte REGADD, byte VALUE)
```

Esta función con la ayuda de la librería "wire" sirve para poder configurar los sensores, cuando se llame a la función writeTo va a configurar los registros del sensor que se quiera con el valor que se desee. Sirve para configurar varias especificaciones como son, la tasa de muestreo, el rango, además si se desea realizar algún filtrado entre otras. En la siguiente tabla se observan los valores utilizados.

Tabla 3.1 Valores de registros utilizados

NOMBRE:	REGISTRO:
GYROSCOPE	0X68
ACCELEROMETER	0X53
POWER_MNG	0X3E
INTERRUPT_CONF	0X17
SAMPLE_RATE	0X15
FS_DLDF	0X16
Register_1st	0X1D

En la siguiente línea se puede ver un ejemplo tomado del código propio que será explicado.

```
writeTo(GYROSCOPE, SAMPLE_RATE, 0x07)
```

En la línea anterior se puede apreciar que al sensor giroscopio se le asigna una valor 0x07 en el registro SAMPLE_RATE que es el encargado de configurar la tasa de muestreo, según el datasheet el valor hexadecimal 0x07 es un muestreo de 125 Hz.

3.2.3 Función Read

```
void readFrom(int SENSOR, byte INITREG, int BYTES, byte BUFFER[])
```

La función read es la encargada de recibir los datos que vienen de los sensores y de esta manera almacenarlos en los buffers. Cuando se llama a esta función se puede leer y procesar los datos. Los registros utilizados en esta función son los que se muestran en la tabla 3.1. A continuación se muestra un ejemplo del código propio del programa utilizado.

```
readFrom(ACCELEROMETER, registro1, ACC_READ, buffer);  
int registro1 = (0x32);
```

En esta línea nos dice que se va a leer datos del acelerómetro que se encuentran en *registro1* el cual está definido como 0x32 el cual corresponde al primer registro. Lee los datos comenzando desde registro1.

3.2.4 Procesamiento de Datos

Como se mencionó anteriormente cada dato ocupa 2 bytes, estos datos tienen que ser convertidos de *bytes* a *integer* (entero) y también deben ser escalados. A continuación un ejemplo tomado del código desarrollado.

```
int GYROFFSET_Z = 35.5; // offset específico tomado del datasheet del ITG3200
float sens_cons = 14.375; // Constante usada para escalar tomada del datasheet
data[2] = (((buffer[4]) << 8) | buffer[5]) + GYROFFSET_Z) / sens_cons; // cambio de buffer
```

Las líneas de código escritas están realizando una conversión de dos buffers en un entero ajustándolos con el offset de calibración y finalmente convirtiéndolos en datos escalados. Para realizar la conversión de byte a entero utilizamos "<< ", de esta forma es como se obtiene los datos del eje Z.

En nuestro caso no es necesario trabajar con vectores individuales X,Y,Z sino más bien hemos optado por trabajar con el vector resultante de los 3 ejes ya que de esta manera simplificamos el análisis posterior. La fórmula ocupada es la siguiente.

$$R = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

La línea utilizada para realizar el cálculo anteriormente descrito es el siguiente:

```
data[0] = sqrt(sq(data[0])+sq(data[1])+sq(data[2]));
```

3.2.5 Función Setup()

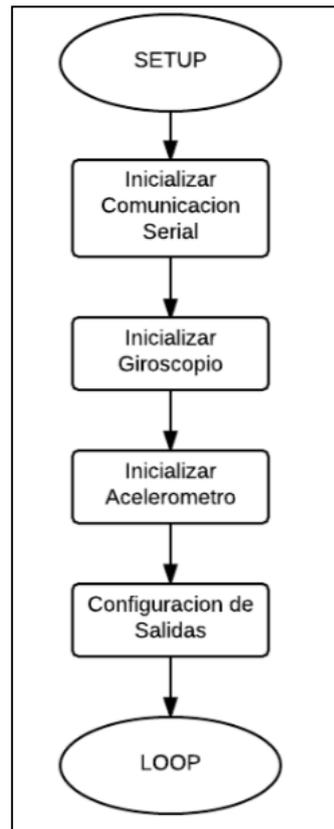


Figura 3.2 Esquema de la función setup

En la función de configuración se activara la comunicación Serial a la velocidad de 9600 baudios. Se iniciaran el giroscopio, el acelerómetro y además se configura las salidas para los actuadores.

Como se observa en la figura 3.2 después de la función inicial pasa a la función loop() que será explicada más adelante.

3.2.6 Función Loop()

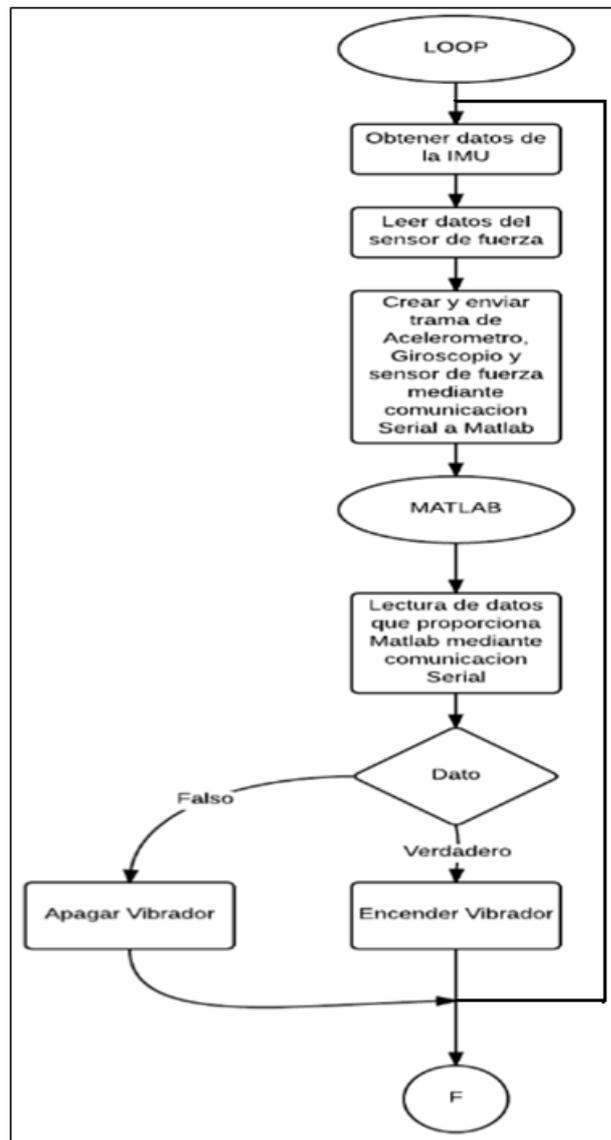
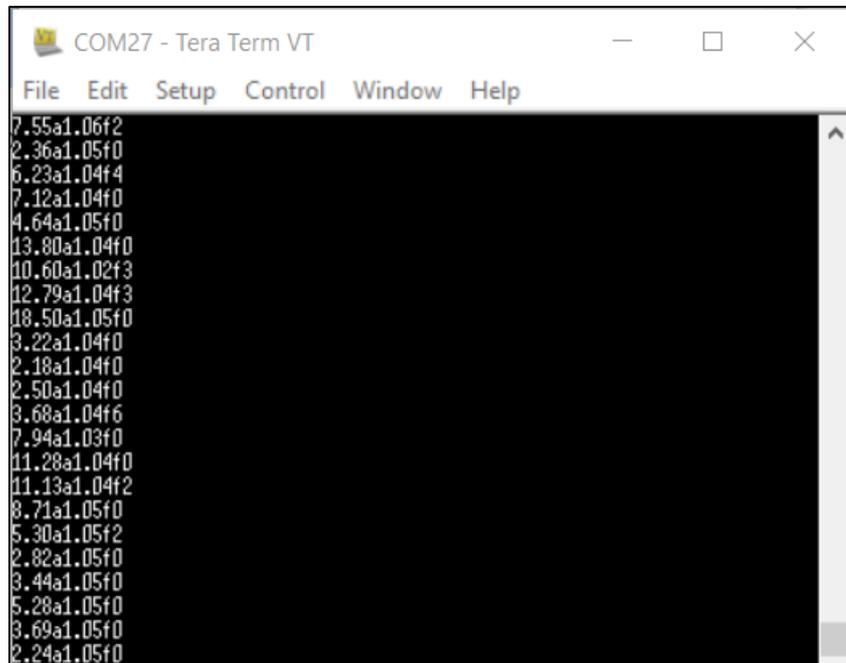


Figura 3.3 Esquema de la función loop

Lo que primero se realiza en la función loop es la de leer los datos de la IMU, tanto del acelerómetro como los del giroscopio. Para realizar la adquisición de los datos y posteriormente escalarlos hemos optado por crear diferentes subrutinas para cada paso, ya que de esa manera se puede reducir tiempos de programación, ya que estas funciones pueden ser reusables y además ayudan a mantener un orden en el programa. En la función del loop son llamadas las diferentes subrutinas creadas.

Como segunda acción en el área del loop, se crea una trama la cual posteriormente será enviada por comunicación UART⁴ a Matlab, la trama contiene los datos promediados de los 3 ejes obteniendo el vector resultante la trama contiene también los valores del sensor de fuerza.



```

COM27 - Tera Term VT
File Edit Setup Control Window Help
7.55a1.06f2
2.36a1.05f0
6.23a1.04f4
7.12a1.04f0
4.64a1.05f0
13.80a1.04f0
10.60a1.02f3
12.79a1.04f3
18.50a1.05f0
3.22a1.04f0
2.18a1.04f0
2.50a1.04f0
3.68a1.04f6
7.94a1.03f0
11.28a1.04f0
11.13a1.04f2
8.71a1.05f0
5.30a1.05f2
2.82a1.05f0
3.44a1.05f0
5.28a1.05f0
3.69a1.05f0
2.24a1.05f0

```

Figura 3.4 Trama enviada por comunicación serial Arduino-Matlab

En la imagen se puede observar la trama que va a ser enviada por comunicación serial a Matlab en la cual se aprecia que primero se envía el dato del giroscopio seguido de la letra "a" usada como un separador para posteriormente enviar los datos del acelerómetro seguidos a su vez por los datos del sensor de fuerza separados de la misma manera con una letra "f".

Una vez enviado los datos a Matlab estos serán procesados filtrados y analizados, después de esto se establecerá una comunicación serial de Rx en donde se receptaran valores provenientes de Matlab en forma de dos posibles estados, si el estado es true los actuadores se encenderán para producir la vibración y ayudar al paciente a salir del estado de congelamiento y si el estado enviado es false quiere decir que el

⁴ UART: Universal Asynchronous Receiver-Transmitter, en español: Transmisor-Receptor Asíncrono Universal

paciente no se encuentra en estado de congelamiento. El procesamiento en Matlab y los métodos de detección se trataran en el siguiente punto.

3.3 Matlab

Matlab abreviatura en inglés de *Matrix Laboratory*⁵, es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con su propio lenguaje de programación (lenguaje M). Matlab es un entorno de computación orientado para llevar a cabo proyectos en donde se requieren elevados cálculos matemáticos. En nuestro caso usamos el programa para realizar filtrados y procesamiento de datos obtenidos por sensores para posteriormente enviarlos por comunicación serial.

La razón por la cual se optó usar Matlab es porque el software es capaz de manejar vectores y matrices, además de establecer una comunicación serial sencilla. Como caso particular el programa Matlab está escrito con el propósito de obtener los datos del puerto serial, que el microprocesador envía en tiempo real, procesar y graficar dichos datos para posteriormente ser enviados por comunicación serial al microcontrolador para activar los actuadores.

3.3.1 Programación en Matlab

Las aplicaciones de Matlab se desarrollan en un lenguaje de programación propio. Este lenguaje es interpretado y puede ejecutarse tanto en el entorno interactivo, como a través de un archivo de script (.m)⁶. Este lenguaje permite operaciones de vectores y matrices, funciones y programación orientada a objetos.

A continuación se presenta el diagrama de flujo de la programación utilizada en Matlab y además se explicara cada paso realizado.

⁵ Laboratorio de Matrices

⁶ *.m Extensión de archivo de Matlab

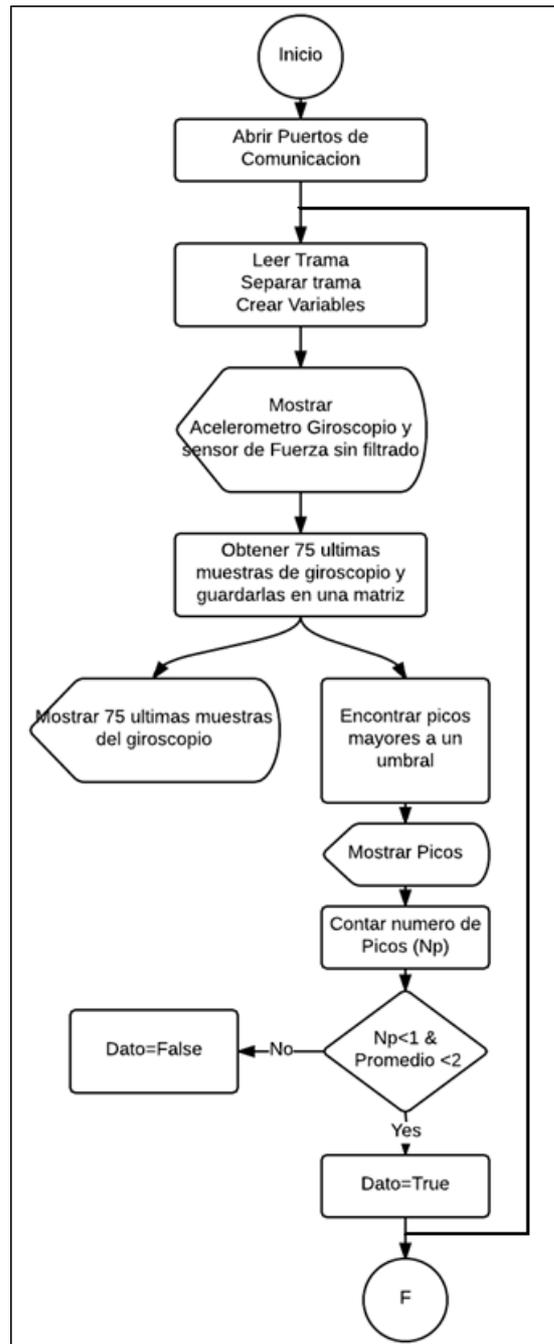


Figura 3.5 Diagrama de Flujo de la programación en Matlab

El programa realizado en Matlab, tiene como propósito el realizar la comunicación serial con el Arduino mediante el bluetooth, recibiendo la trama de datos, para estos analizarlos, realizar las gráficas necesarias detectando así si el paciente se encuentra o no en un estado de FOG para finalmente enviar dos tipos de señales al arduino, en caso de que se detecte o no congelamiento.

3.3.2 Inicialización comunicación serial

```
instrhwinfo('Bluetooth');
s = Bluetooth('HC-05',1);
fopen (s);
```

Al inicio se determina todos los dispositivos bluetooth que están disponibles en el equipo. Luego se crea el objeto bluetooth, ya que el modulo que se está usando es el HC-05, es el nombre del dispositivo y el canal por defecto utilizado es el 1. Y mediante la función *fopen* se conecta Matlab con el dispositivo.

3.3.3 Declaración de variables

```
y=1;
C=zeros(75,240);
C1=zeros(75,240);
F=zeros(75,240);
G=zeros(75,240);
P=zeros(75,240);
Z=zeros(75,240);
x=[1:75];
```

Procedemos a crear todas las variables y constantes que se utilizaran en el programa, las matrices en donde se almacenara toda la información proveniente de Arduino se crean con dimensiones fijas, ya que si la matriz se redimensiona según la cantidad de datos obtenidos se consume una gran cantidad de memoria en el equipo y disminuye la velocidad de procesamiento.

3.3.4 Manejo de datos

```
str = fscanff(s);
index3 = find(str == 'a');
index4 = find(str == 'f');
str1 = str(1:index3-1);
str2 = str(index3+1:index4-1);
str3 = str(index4+1:end);
Gx(i) = str2double(str1);
Ax(i) = str2double(str2);
Fx(i) = str2double(str3);
```

La trama de datos recibida contiene información del giroscopio, acelerómetro y sensor de fuerza, aquí se separa la trama y se crean las variables Gx(i), Ax(i) y Fx(i) las cuales ya contienen la información de cada sensor.

3.3.5 Almacenamiento

```
B=Gx(end-74:end);
C(:,y)=B;
B1=Fx(end-74:end);
C1(:,y)=B1;
```

Se guarda la información de las últimas 75 muestras de Gx y Fx y se las almacena en las columnas correspondientes de las matrices de ceros C y C1 creadas anteriormente.

```
subplot(3,1,2)
hold on;
h=plot(C(:,y));
delete(h1);
h1=h;
drawnow;
```

3.3.6 Gráficas

```
subplot(3,1,2);
h1=plot(0,0);
subplot(3,1,3);
h3=plot(0,0);
subplot(3,1,1)
hold on;
plot(Gx)
```

En este programa se creó una figura, en la cual se muestran tres gráficas, la primera es la señal adquirida en tiempo continuo.

```
if (rem (i,76)== 0)
close;
subplot(3,1,2);
h1=plot(0,0);
subplot(3,1,3);
h3=plot(0,0);
```

```

end
subplot(3,1,2)
hold on;
h=plot(C(:,y));
delete(h1);
h1=h;
drawnow;

```

En la segunda gráfica se representara las ultimas 75 muestras las cuales representan un tiempo de 1.13 segundos, cada que se obtengan este número de muestras se actualiza esta gráfica.

```

subplot(3,1,3)
plot(x,C(:,y)); hold on
[pks,locs] = findpeaks(C(:,y),'MINPEAKHEIGHT',110);
h2=plot(x(locs),pks,'k^','markerfacecolor',[1 0 0]);
h3=h2;
drawnow;

```

En la última gráfica se muestran los picos encontrados en las 75 últimas muestras adquiridas, para la detección de estos picos se establece una altura mínima mediante el comando '*MINPEAKHEIGHT*' de esta manera se evita la detección de picos en el ruido, además en las pruebas realizadas se observó que en la etapa de congelamiento la amplitud tanto del acelerómetro como del giroscopio disminuyen su amplitud, y aumenta la frecuencia como se puede observar en las siguientes gráficas.

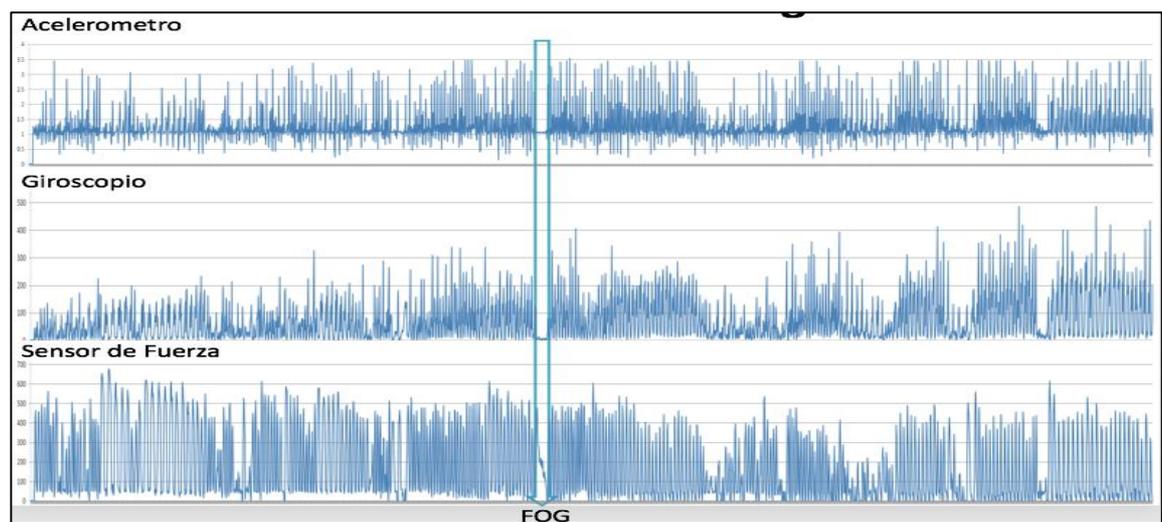


Figura 3.6 Muestras paciente con múltiples episodios de FOG

En la gráfica 3.4 se muestran los valores adquiridos por los tres sensores en un paciente de Parkinson el cual presenta varios episodios de FOG, aquí se puede observar que el momento en que se presenta congelamiento la amplitud de las señales del acelerómetro y el giroscopio; De esta manera se pudo establecer un valor umbral para la detección de picos.

Al realizar el análisis de frecuencia mediante la transformada rápida de Fourier (FFT) se observó además que la señal presenta dos picos de frecuencias, la frecuencia base debida a la marcha normal y una frecuencia mayor que se produce en FOG. Esto se puede observar en la gráfica 3.5

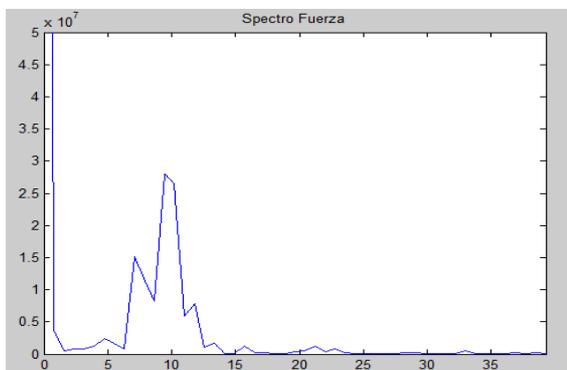


Figura 3.7 FFT sensor de fuerza.

En la gráfica 3.5 se observa el análisis de frecuencia del sensor de fuerza que es en el cual es más notoria la frecuencia de la marcha normal

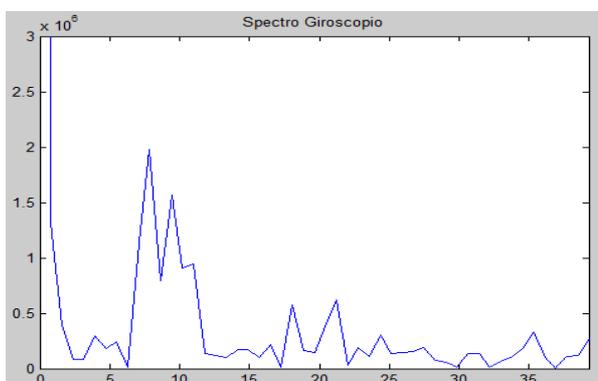


Figura 3.8 FFT Giroscopio.

En la figura 3.6 se puede observar que se tienen dos picos de frecuencia que predominan, el primero que está a la frecuencia de marcha normal con una mayor amplitud, y el segundo pico de frecuencia con una menor amplitud es el producido por los episodios de FOG

3.3.7 Transmisión de resultados

```

lp=length(pks);
promedio=mean(CI(:,y));
if (lp < 1) && (promedio<2)
    dato=[50]
    % Convierte el entreo i (0 a 255) a código ASCII
    fwrite(s,dato,'uint8') % se envia un dato de tipo entero sin signo de 8 bits,
else
    dato=[51]
    fwrite(s,dato,'uint8') % se envia un dato de tipo entero sin signo de 8 bits,
end

```

Finalmente se realiza un conteo del número de picos que se presentaron en las últimas 75 muestras, y según esta cantidad podemos ver si el paciente se encuentra o no en un estado de FOG, además para evitar que se detecten falsos episodios de congelamiento se realiza un promedio de los 75 últimos valores del sensor de fuerza para así saber si el paciente se encontraba parado sin realizar marcha, entonces evitar activar los actuadores en este caso.

Si no se detectaron el suficiente número de picos, lo que se produce en caso de congelamiento y además el sensor de fuerza me indica que el paciente no se encuentra en reposo, entonces esto significa que se ha producido un episodio de FOG por lo que se envía una señal al arduino $dato=[50]$ la cual es interpretada en arduino como congelamiento; caso contrario la señal que se envía $dato=[51]$ significa que no se ha producido congelamiento.

CAPITULO 4

EVALUACIÓN Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

Con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento del prototipo se deben realizar pruebas en entornos controlados. En el presente capítulo se tocarán los siguientes temas: Hardware final, análisis de la marcha, descripción de los pacientes y se analizarán los resultados obtenidos mediante gráficas y temporizaciones.

4.1 Hardware final

Tratando de crear un dispositivo que no cause sensaciones de molestia al momento de caminar se optó por crear una talonera de un ancho de apenas 5mm y de un material flexible llamado Filaflex, esta talonera fue creada en una Impresora 3D Prusa I3 Hephestos.

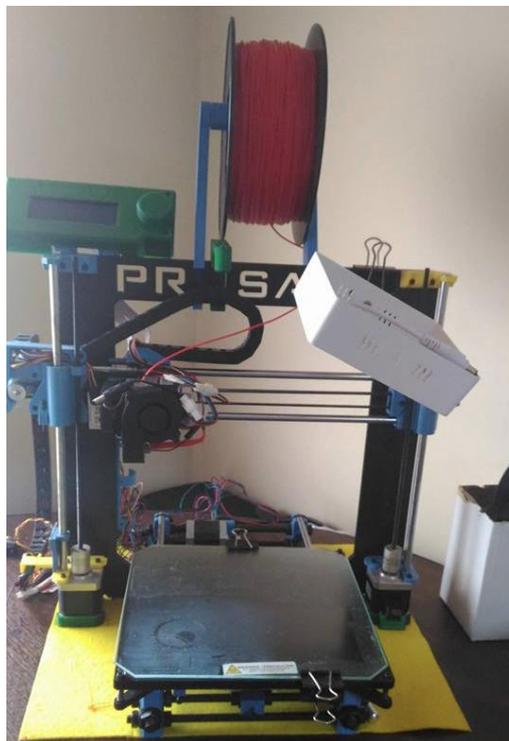


Figura 4.1 Impresora Prusa I3 Hephestos

Se diseñó la talonera con el software Inventor como se muestra a continuación en la figura 4.2. Como se puede apreciar en la figura, se creó un surco en donde va a colocarse el vibrador para entregar los estímulos vibratorios ya que como se vio anteriormente en la planta del pie se encuentran los corpúsculos de Paccini. Además se colocara el sensor de fuerza a un lado del estimulador, en este caso no se realizó ningún surco ya que el sensor de fuerza es totalmente plano no interfiriendo en este caso a la comodidad del paciente.

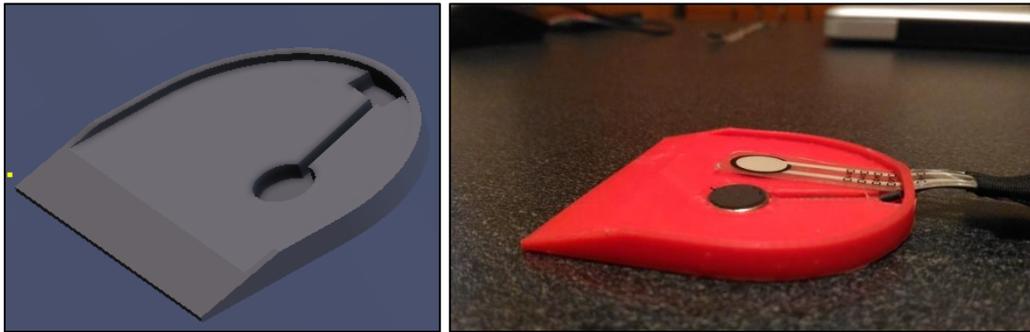


Figura 4.2 a) Diseño en Inventor de Talonera b) Talonera impresa

En la figura 4.2 se puede observar la talonera impresa.

Pensando en la ergonomía y en la comodidad como en el caso anterior se diseñó una caja que sostenga el prototipo de una forma estable y segura. La caja fue de igual manera diseñada en Inventor y fue creada en una Impresora 3D Prusa I3 Hephastos pero a diferencia de la talonera se optó por un material diferente siendo este poliácido láctico (PLA) el cual es un tipo de polímero rígido mas no flexible como en el caso anterior.

Cabe recalcar que en esta caja contendrá también la batería utilizada para energizar el prototipo, se conecta con la talonera mediante un bus de datos.

En la siguiente figura se puede apreciar el diseño 3D de la caja.

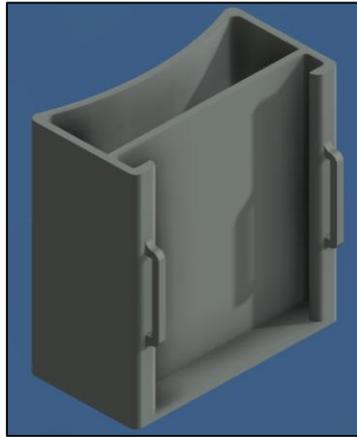


Figura 4.3 Diseño en Inventor de Talonera

De la misma forma se muestra la caja con impresa con la batería a continuación. La caja cuenta con 2 agarraderas para poder sujetarla y fijarla.



Figura 4.4 Diseño en Inventor de la caja para sostener el circuito

Todo el hardware se muestra en la gráfica 4.5, en el que se puede observar el microprocesador (arduino pro mini), la IMU y el modulo bluetooth.



Figura 4.5 Montaje del Hardware sobre el Paciente

La unión de la talonera y la caja mediante un bus de datos es el hardware final y se puede apreciar en la figura 4.6a y en la figura 4.6b se puede apreciar los diferentes módulos y circuitos utilizados.

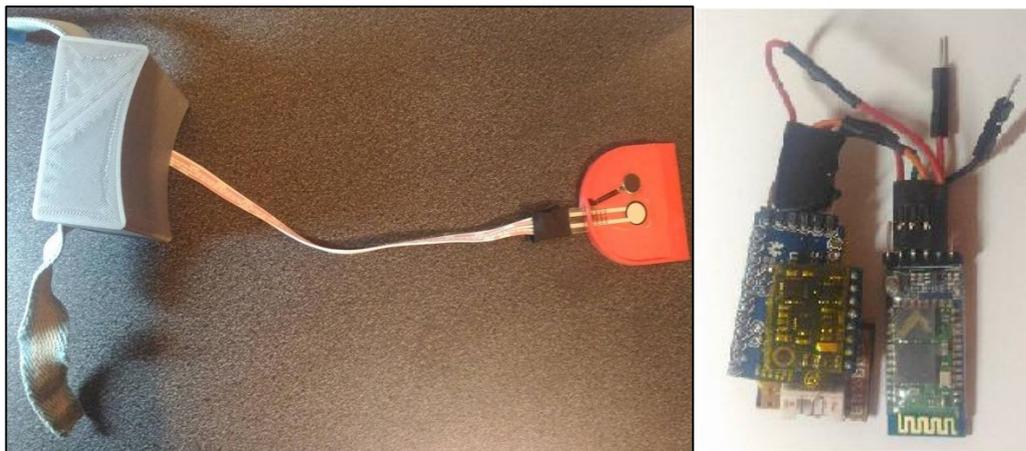


Figura 4.6 a) Hardware Final b) Módulos Utilizados

4.2 Ambiente de evaluación

Para la realización de la evaluación y pruebas del prototipo en un ambiente controlado se optó por construir un circuito de alrededor de 14 metros en el cual se propusieron 6 obstáculos de los cuales 5 son curvas y uno es un cambio de superficie, de cerámica a una alfombra. Estos obstáculos por más simples que parezcan tienden a producir congelamientos en personas con la enfermedad de Parkinson ya que en el momento en el cual se acerca un obstáculo el paciente sufre

4.3 Descripción de participantes en la evaluación

Las pruebas del dispositivo se realizaron con varios participantes de manera que se pueda tener una mayor cantidad de datos y así poder realizar un mejor análisis de la marcha con los valores de los sensores obtenidos en el circuito antes mencionado.

4.3.1 Participante 1

El primer participante se trata de un adulto mayor de 69 años, sin complicaciones de marcha, el cual realizó el circuito sin complicaciones en un tiempo de 35 segundos; tiempo en el cual no se presentaron episodios de FOG.

En las siguientes gráficas se puede observar las señales del acelerómetro, giroscopio y sensor de fuerza obtenidas.

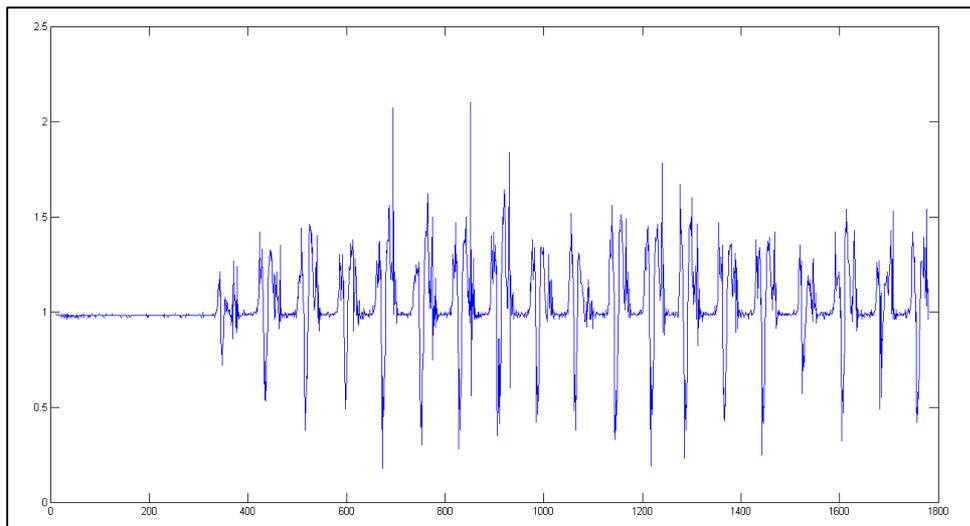


Figura 4.8 Señal acelerómetro participante sano 1

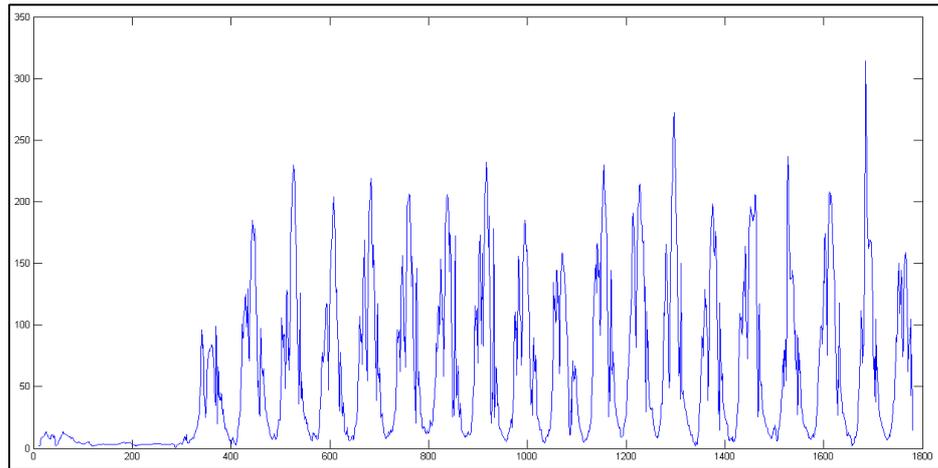


Figura 4.9 Señal giroscopio participante sano 1

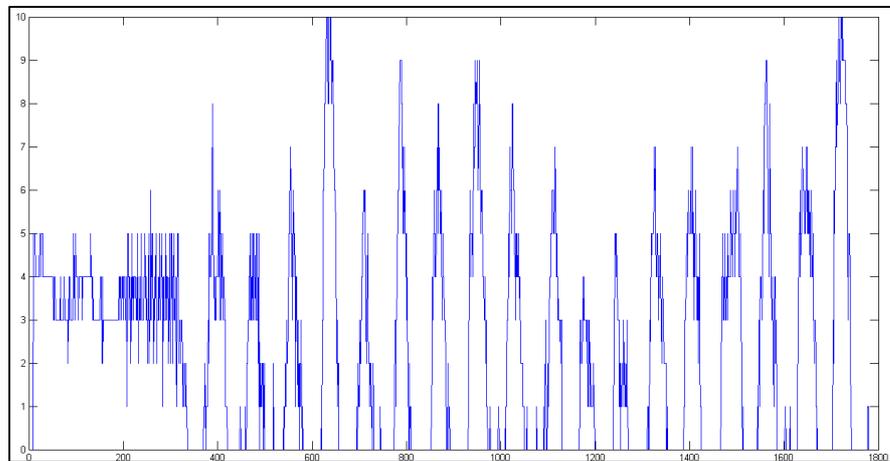


Figura 4.10 Señal sensor de fuerza participante sano 1

De estas señales se observa que el paciente completo el circuito en 19 pasos, en los cuales no se presentó ningún episodio de FOG. En la figura 4.8 se observa que en cada paso se generan varios picos, todos positivos con una amplitud similar de 200. Se almacenaron alrededor de 1800 muestras por cada sensor

4.3.2 Participante 2

El segundo participante de igual manera es una persona sana de 23 años sin ningún tipo de complicaciones en la marcha realizó el circuito sin complicaciones.

En las siguientes gráficas se puede observar las señales del acelerómetro, giroscopio y sensor de fuerza obtenidas.

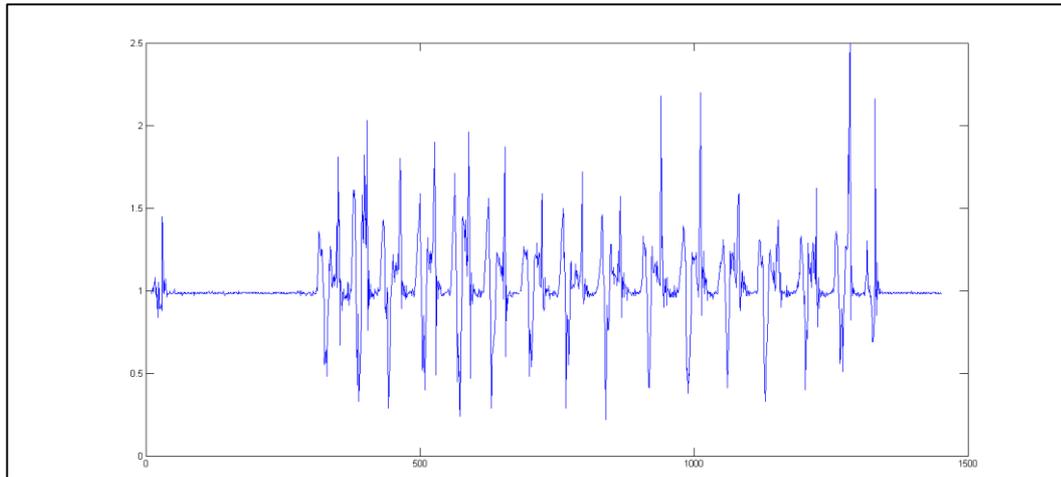


Figura 4.11 Señal acelerómetro participante sano 2

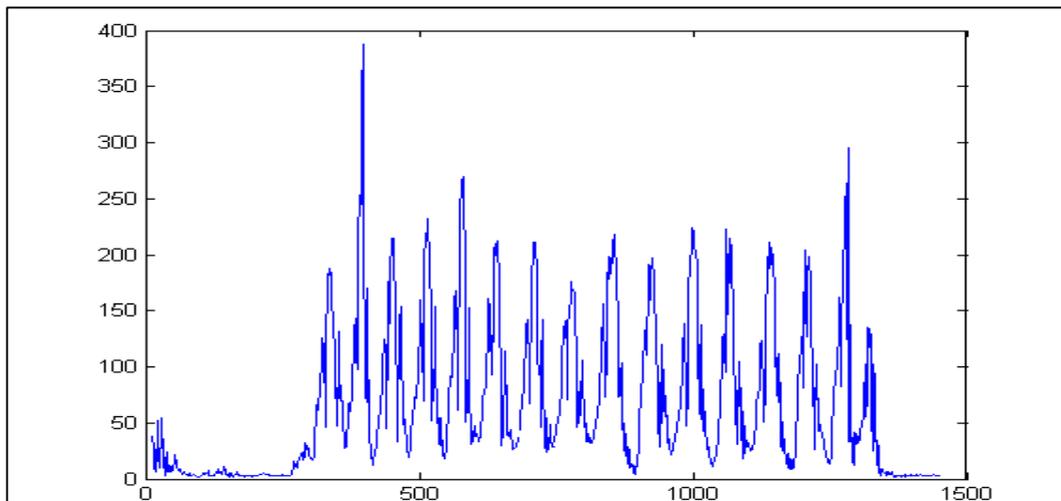


Figura 4.12 Señal giroscopio participante sano 2

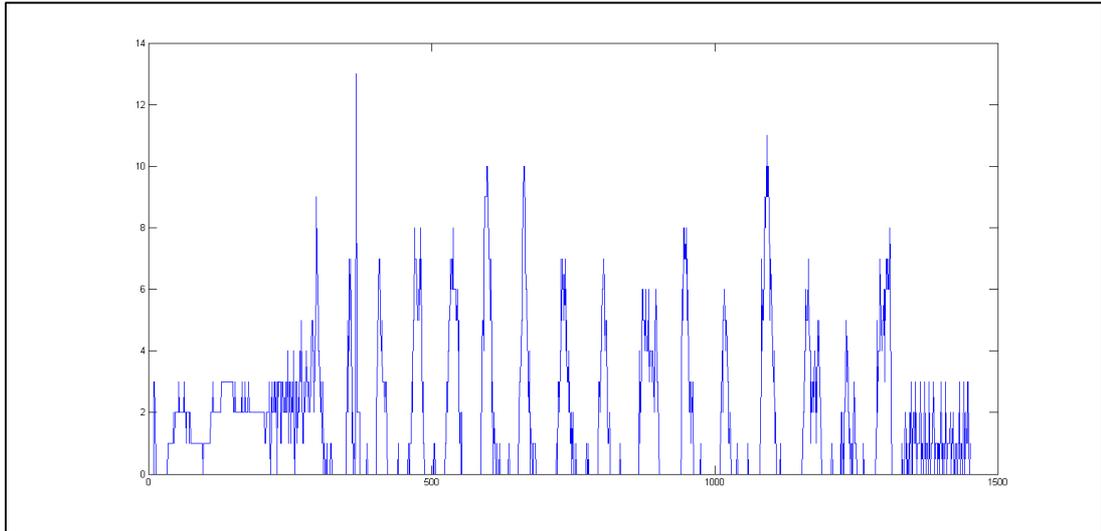


Figura 4.13 Señal sensor de fuerza participante sano 2

Como se puede observar de las gráficas del participante número dos, este realiza el circuito en un tiempo de 31 segundos, obteniéndose un aproximado de 1500 muestras, en las cuales se realizaron 16 pasos, sin presentarse ningún episodio de FOG.

Es notorio que tanto las gráficas del primer participante y del segundo son similares, especialmente la parte del giroscopio en el cual se producen varios picos en cada paso de igual manera con una amplitud cercana a 200.

4.3.3 Participante con la Enfermedad de Parkinson y con síndrome de FOG

La tercera participante de 66 años de edad fue diagnosticada con la enfermedad de Parkinson a la edad de 31 años, actualmente se encuentra en el estadio 3 según el neurólogo y por consiguiente presenta varios episodios de congelamiento a lo largo del día especialmente cuando la medicación deja de hacer efecto. La medicación asignada a la participante para reducir los efectos de la enfermedad de Parkinson y generar dopamina son pastillas comprimidas Sinemet⁷ de 250mg, las cuales toma la

⁷ Sinemet: 25 mg de carbidopa y 225 mg de levodopa

mitad cada hora y media, y otra pastilla Mirapex ⁸de 1.5mg que toma una pastilla por día.

En las siguientes gráficas se puede observar las señales del acelerómetro, giroscopio y sensor de fuerza obtenidas.

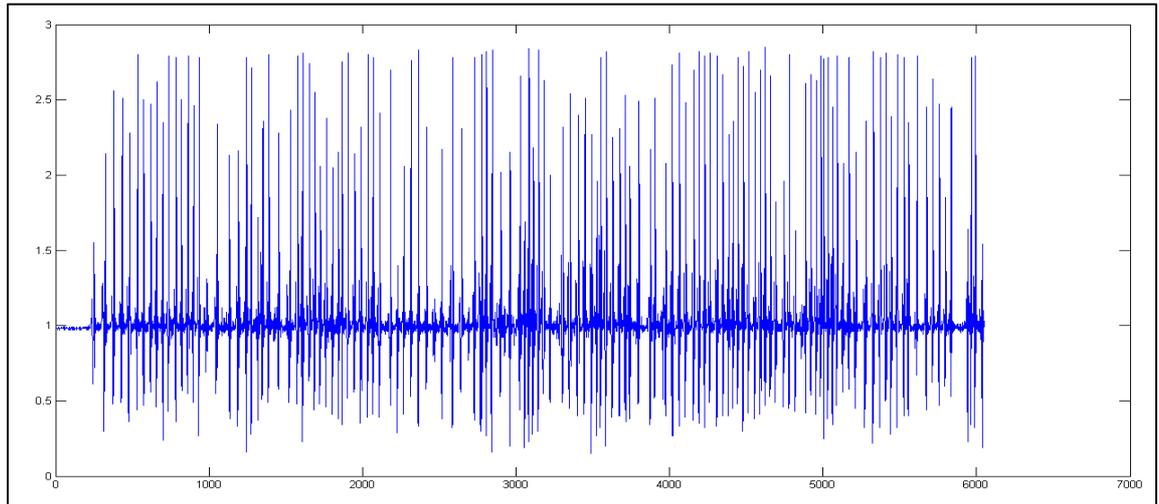


Figura 4.14 Señal acelerómetro participante 3

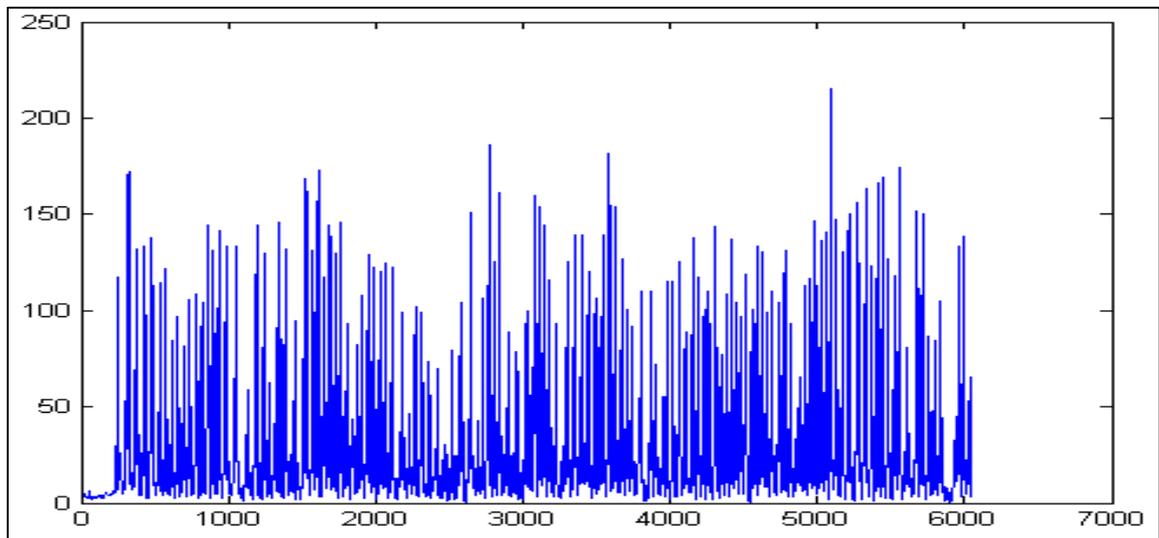


Figura 4.15 Señal giroscopio participante 3

⁸ **Mirapex:** pramipexole dihydrochloride monohydrate.

Como se puede ver en las gráficas anteriores el participante número tres tiene muchas más muestras comparados con los participantes sanos generando de esta forma un tiempo mucho mayor (2 minutos 26 segundos), además de realizar un mayor número de pasos, presentándose varios episodios de FOG que serán expuestos analizados y evaluados más adelante.

Como se manifestó, es muy marcada las diferencias entre una persona sana y una persona con una avanzada etapa de la enfermedad de Parkinson, en cuanto a desplazamiento se refiere.

4.4 Resultados

El objetivo principal del prototipo es el de detectar y reducir los tiempos de los episodios de congelamiento de marcha, en el punto anterior se mostró las gráficas del acelerómetro y el giroscopio de una persona con la enfermedad de Parkinson cumpliendo un recorrido controlado. Como se puede observar en la figura 4.15 existieron varios congelamientos a lo largo del recorrido, debido al tamaño de la gráfica no se puede distinguir de una manera clara los 11 episodios de congelamiento de marcha que existieron.

Para poder realizar una medida más precisa se pidió a la participante 3 que no tome ninguna medicina por 2 horas y 30 minutos, para que esto no influya en las mediciones.

En las siguientes figuras se presentan los datos del acelerómetro y del giroscopio de la participante 3 con el estimulador conectado.

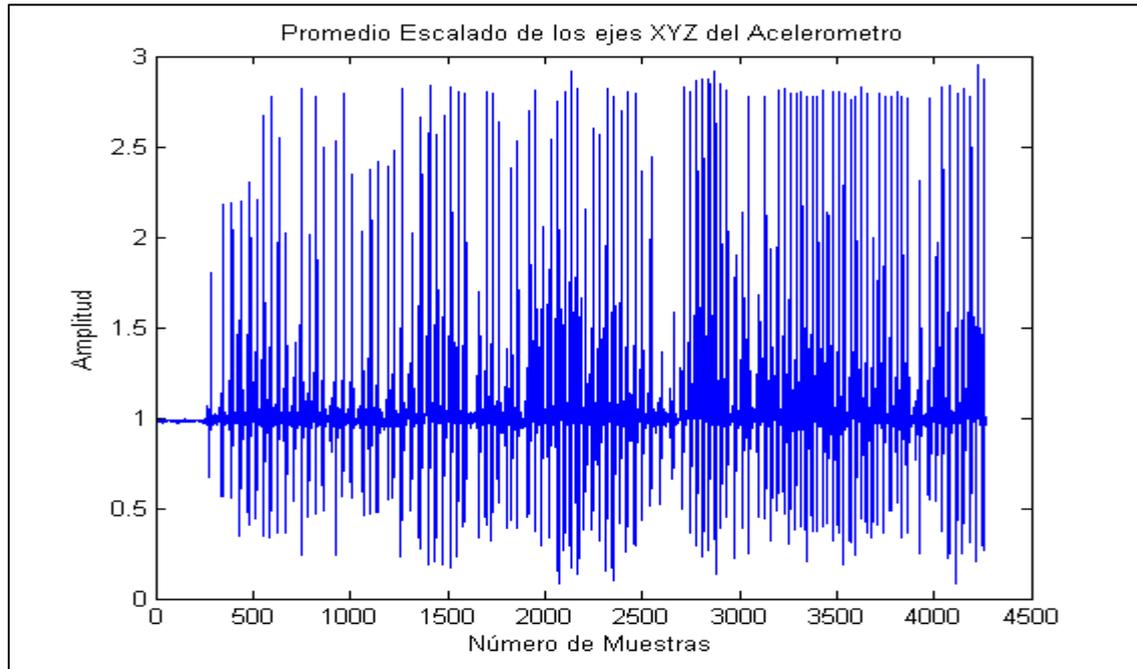


Figura 4.16 Señal Acelerómetro participante 3 con estimulador

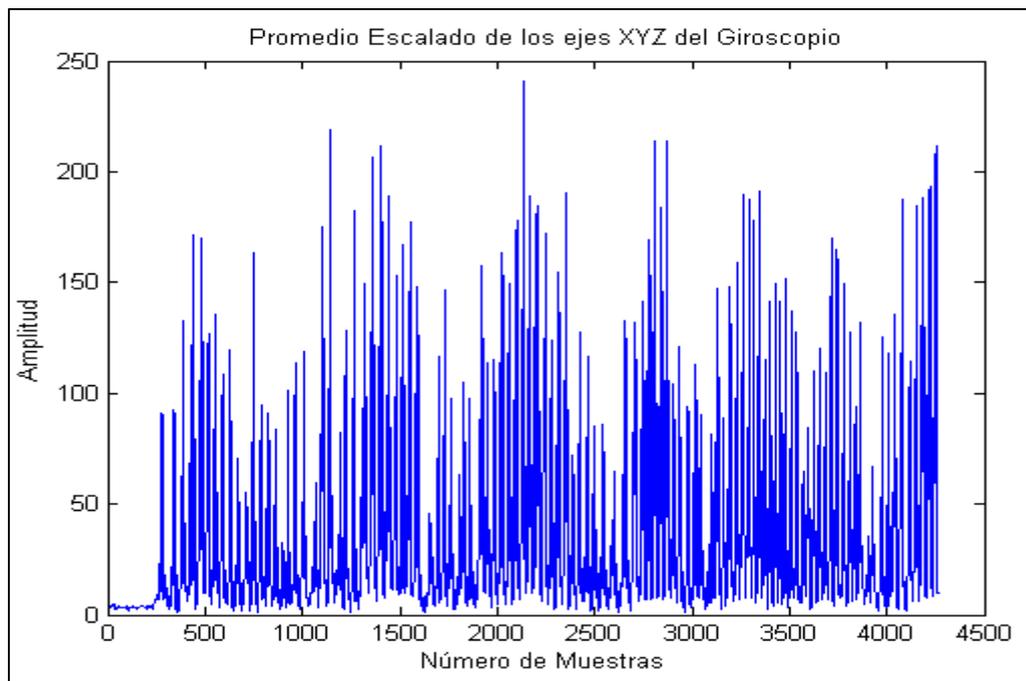


Figura 4.17 Señal Giroscopio participante 3 con estimulador

Como se puede apreciar en la figura 4.16 existieron 8 congelamientos los cuales fueron de una duración muy corta en comparación con el caso en el cual no se

utilizaban los estimuladores. Además de obtener los datos mediante los sensores mencionados se observó y cronometro los momentos donde existió congelamiento de marcha para obtener datos más acertados para la evaluación. Para completar el circuito la participante 3 necesito de 1 minuto 36 segundos.

En la siguiente tabla se muestra una comparación de los tiempos de congelamiento con y sin estimulador.

Tabla 4.1 Comparación de datos del análisis de tiempo del congelamiento en ambos casos

Análisis de Tiempos de Congelamiento			
SIN ESTIMULADOR		CON ESTIMULADOR	
T. Inicio (seg)	T. Final (seg)	T. Inicio (seg)	T. Final (seg)
6	8	9	11
24	28	20	22
43	45.5	33	35
48	51.5	37	38
63	65.5	54	56
74	76	67	68
88	90	80	82
109	111	90	91
128	130		
131	133		
140	142		

Como se pueden ver en la tabla anterior los tiempos de congelamiento con el estimulador son menores en comparación con los tiempos de congelamiento sin estimulador esto se debe a que una vez que se detecta el FOG se genera una vibración la cual es captada por los corpúsculos de Paccini y de esta manera existe una estimulación la cual ayuda a la persona a salir de una manera más rápida del estado de congelamiento.

Se puede observar en las siguientes 2 gráficas una comparación de 500 muestras con y sin vibrador, tomadas de los datos anteriores, en estas se puede apreciar que con el vibrador se reduce el tiempo de FOG a casi la mitad de lo que tenemos con vibrador.

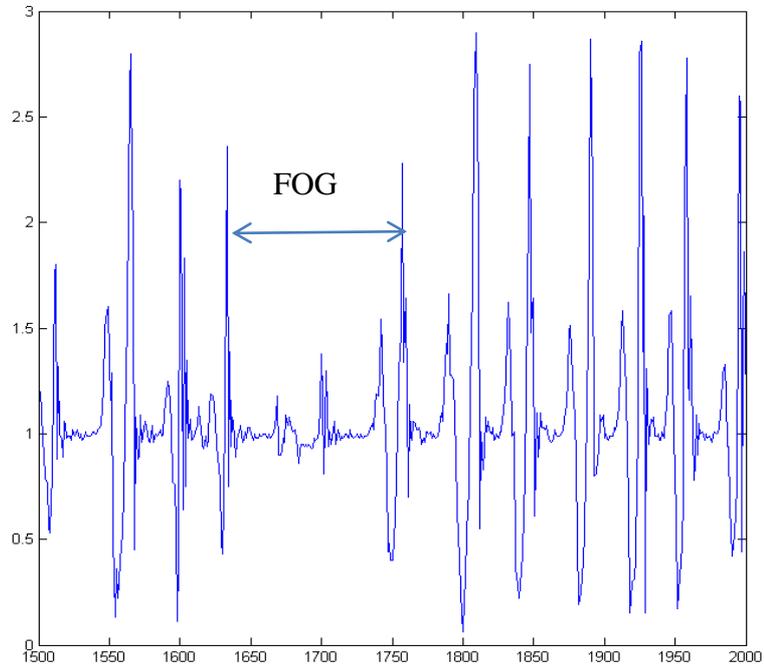


Figura 4.18 Señal Giroscopio (500 muestras) participante 3 sin estimulador

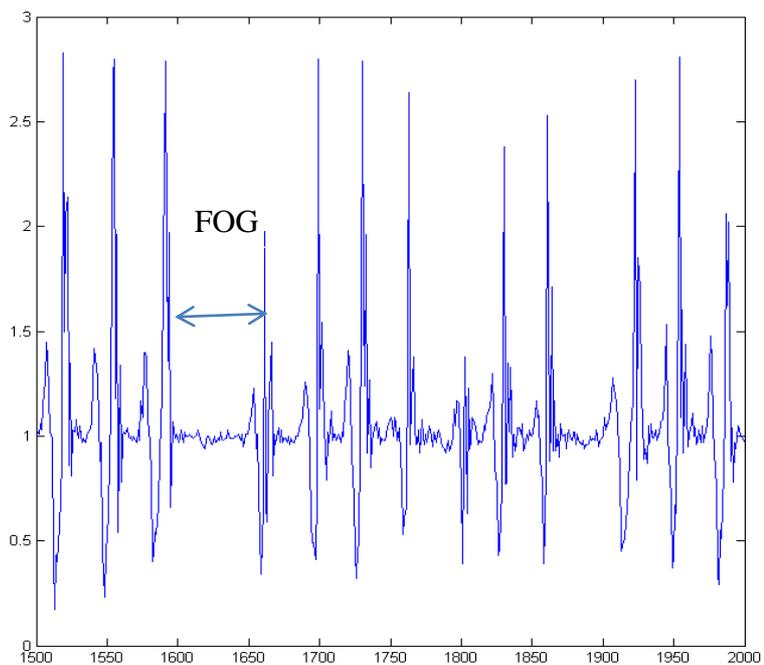


Figura 4.19 Señal Giroscopio (500 muestras) participante 3 con estimulador

A continuación se presenta una tabla del resumen de los resultados obtenidos.

Tabla 4.2 Resumen de los datos adquiridos y analizados.

Resumen de datos Obtenidos			
ESTADO	Tiempo Total Recorrido (s)	Número de Congelamientos	Duración Total de los congelamientos
SIN ESTIMULADOR	146	11	26,5
CON ESTIMULADOR	96	8	13
% De Mejoría	34,25	27,27	50,94

CONCLUSIONES

Conclusiones:

- Se elaboró un dispositivo capaz de detectar estados de congelamiento y ayudar al paciente a reducir el tiempo que se encuentra en dicho estado, mediante estímulos vibratorios en la zona de la planta del pie.
- Con la ayuda de una IMU acelerómetro y un giroscopio correctamente colocados cerca del talón, pudimos mediante un algoritmo realizar la detección de cuando una persona entra en el estado FOG.
- Se creó un algoritmo de detección, realizando varias pruebas en personas sanas y en personas con dicho síndrome, donde se obtuvo gráficas de los sensores colocados en diferentes posiciones y con diferentes tiempos de muestreo, realizando luego un análisis de cada caso y de esta forma determinar; la ventana idónea para la detección, que en nuestro caso fue una ventana de 75 muestras y los valores de umbral para la detección de picos en cada paso.
- Para evitar que se detecten falsos estados de FOG cuando el paciente se encuentra de pie por decisión propia, se creó un algoritmo con un sensor de fuerza colocado en el talón el cual detecta dicho estado y si este es el caso no se activan los estimuladores.
- Se ha diseñado e impreso un plantilla en un material flexible que no cause inconformidad al momento de caminar y que no influya en los tiempos de recorrido.
- El dispositivo creado se ha tratado de realizarlo lo más reducido, tanto en tamaño como en peso compactándolo todo en una caja diseñada e impresa en

3D, de dimensiones: 7X3X6 cm. Además esta caja tiene una superficie curva que se adapta ergonómicamente al lugar de contacto de la pierna.

- Uno punto importante para la correcta detección de anomalías en la marcha es la adquisición de datos, es por esto que se creó un algoritmo capaz de adquirir los datos de una manera estable, teniendo en cuenta todos los parámetros de los sensores como son la frecuencia de adquisición, que en nuestro caso fue de 44Hz, la sensibilidad (-2g +2g) y la correcta configuración de los registros.
- Para realizar las mediciones y poder analizarlas de una manera correcta se creó un ambiente controlado que consiste en un circuito de alrededor de 14 metros en los cuales se colocaron obstáculos para inducir episodios de FOG.
- Se pudo comprobar que con el sistema de impulsos vibratorios, la reducción de tiempo que toma una persona con Parkinson y problemas de congelamiento de marcha para realizar un circuito controlado se reduce considerablemente, teniendo una mejoría del 34.25%.
- Se pudo comprobar que el dispositivo ayuda a salir del estado de congelamiento rápidamente, ya que sin el vibrador se puede observar que para salir del estado se toma un promedio de 2.41 segundos en cambio con la estimulación vibratoria el episodio dura alrededor de 1.6 segundos. Siendo descrita esta sensación por el paciente como "Una sensación que me da fuerza para levantar el pie".
- Para posteriores estudios se pueden optar por instalar más estimuladores así como más IMU en diferentes lugares de las extremidades inferiores, ya que nuestro proyecto solo cuenta con un estimulador. Se podría también reducir el tamaño de las baterías si se pretende solamente realizar un muestreo para que de esta forma el prototipo final sea de menor tamaño y peso.

BIBLIOGRAFÍA

- 5Hertz. (17 de Febrero de 2014). *ABC del Acelerometro*. Obtenido de <http://5hertz.com/tutoriales/?p=228>
- Alfredo R., A. Z. (2009). Trastornos Neurodegenerativos. *MinusVal*, 1(148), 17-19.
- Analog Devices. (7 de Mayo de 2014). *ADXL345*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Accelerometer/ADXL345.pdf>
- Aragon, C. d. (s.f.). *Asociacion Parkinson Aragon*. Recuperado el 9 de Noviembre de 2015, de <http://www.parkinsonaragon.com/la-enfermedad-de-parkinson/que-es-2/fases-de-la-enfermedad/>
- Ardobot. (s.f.). *Bluetooth HC-05*. Recuperado el 22 de Abril de 2016, de <http://www.arduino colombia.com/aprende/bluetooth-hc-05/>
- Arduino. (7 de Marzo de 2012). *ArduinoUno_R3_Front*. Obtenido de http://www.arduino.cc/en/uploads/Main/ArduinoUno_R3_Front_450px.jpg
- Arduino. (7 de Septiembre de 2015). *Arduino Store-community and electronics*. Obtenido de <https://store.arduino.cc/product/A000093>
- Arduino. (15 de Marzo de 2016). *Arduino-ArduinoProMini*. Obtenido de <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardProMini>
- Arduino Enviroment*. (2012). Recuperado el 13 de 04 de 2016, de <https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>
- Atac Technology. (30 de Abril de 2015). *Engineering Acoustics Inc*. Obtenido de http://www.atactech.com/PR_tactors.html

- Bernheimer, H. B. (1973). Brain dopamine and the syndromes of Parkinson and Huntington Clinical, morphological and neurochemical correlations. *Journal of the neurological sciences*, 20(4), 415-455.
- Calne, D. L. (1983). Aetiology of Parkinson's disease. *The Lancet*, 322(8365), 1457-1459.
- Campellone, V. (27 de Julio de 2014). *U.S. National Library of Medicine*. (MedlinePlus) Recuperado el 6 de Noviembre de 2015, de <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/imagepages/19515.htm>
- Frederico Pieruccini-Faria, J. A. (2014). Motor planning in Parkinson's disease patients experiencing freezing of gait: the influence of cognitive load when approaching obstacles. *Brain and cognition*, 87, 76-85.
- Gelb, D. J. (1999). Diagnostic criteria for Parkinson disease. *Archives of neurology*, 56(1), 33-39.
- Goetz, C. G. (2004). Movement Disorder Society Task Force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations the Movement Disorder Society Task Force on rating scales for Parkinson's disease. *Movement disorders*, 19(9), 1020-1028.
- InvenSense. (30 de Marzo de 2010). *PS-ITG-3200-00-01.4*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Gyro/PS-ITG-3200-00-01.4.pdf>
- Levy, O. (2015). *Parkinson's Disease Foundation*. Recuperado el 6 de Noviembre de 2015, de <http://www.pdf.org/en/index>
- Manzano, M. (2008). ESTUDIO DE ENFERMEDAD DE PARKINSON. *Tesis Phd., Dept. Medicina, Univ. de Alcala*. Alcala, Espana.

Minguez, S. (2013). Enfermedad de Parkinson, estudios sobre la adherencia al tratamiento, calidad de vida y uso del meta-análisis para la evaluación de fármacos. *Tesis Phd, Dept. Ciencias Médicas, Univ. de Castilla*. Albacete, España.

Nacional, L. H. (14 de Febrero de 2011). Parkinson: enfermedad sin cifras. *La Hora*, pág. 1.

Parkinson, J. (1814). *An essay on the shaking palsy*. Londres.

R.P., A. (2004). *Sensores y acondicionadores de señal*. Marcombo.

sedeci.unpl.edu.ar. (2015). Recuperado el 24 de 04 de 2016, de Metodologías de diseño de hardware: http://sedeci.unpl.edu.ar/bitstream/handle/10915/3835/2_-_Metodolog%C3%ADas_de_dise%C3%ADo_de_hardware.pdf?sequence=4

Segura, T. G.-G. (2003). Dianas farmacológicas en las enfermedades neurodegenerativas. *Neurol*, 36(11), 1047-57.

Sparkfun. (23 de Marzo de 2016). *ADX1345*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/11114>

Tagle, P. (2005). Historia de la enfermedad de Parkinson. *Cuaderno Neurología de la Pontificia Universidad Católica Chile*, 29(1), 1-2.

Tapia-Núñez, J. &.-C. (2004). Diagnóstico de la enfermedad de Parkinson. *Rev neurol*, 38(1), 61-67.

ThaiEasyElec. (14 de Abril de 2014). *GY85_USG*. Obtenido de http://www.thaieasyelec.com/downloads/ESEN237/GY85_USG.pdf

Tinyos. (2016). *Triple Axys Accelerometer ADXL345*. Obtenido de http://www.tinyosshop.com/index.php?route=product/product&product_id=234

Todo en salud. (2015). Recuperado el 24 de 04 de 2016, de Corpúsculos de Pacini - Salud y Vida Sana: <http://todo-en-salud.com/2010/09/corpusculos-de-pacini>

Universidad de Cantabria. (26 de 05 de 2011). Recuperado el 24 de 04 de 2016, de Funciones sensoriales: sistema sensorial: http://ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-humana-2011-g367/material-de-clase/bloque-tematico-6.-fisiologia-del-sistema-nervioso/tema-2.-funciones-sensoriales-sistema/funciones_sensoriales_sistema_somatosensorial.pdf

Uxcell. (13 de Julio de 2015). *0.05A 10x2.7mm Mobile Phone Vibration*. Obtenido de http://www.amazon.com/0-05A-10x2-7mm-Mobile-Phone-Vibration/dp/B00PZYMCT8?ie=UTF8&psc=1&redirect=true&ref_=oh_aui_detailpage_o00_s02

Verdadero, P. E. (11 de Abril de 2014). El Parkinson, una afección no solo de adultos mayores. *PP El Verdadero*, pág. 1.

vichy.es. (2015). Recuperado el 24 de 04 de 2016, de Corpúsculo de Vater-Pacini: <http://www.vichy.es/españa/laboratorios-vichy/corpusculo-de-vater-pacini-1cmp144.aspx>

Wirth. (1971). Program development by stepwise refinement. *Communications of the ACM*,, 14(4), 221-227.

Wirth, N. (1971). Program development by stepwise refinement. *Communications of the ACM*,, 14(4), 221-227.

Zuber, M. (1998). Maladie de Parkinson et syndromes parkinsoniens. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, tous droits réservés)*, 5(0950), 1.

ANEXOS

ANEXO 1: CODIGO ARDUINO

```

#include <Wire.h> // Librería I2C

// ADXL345

#define ACCELEROMETER (0x53) // Dirección del Acelerómetro

#define ACC_READ (6) // 6 Bytes van a ser leídos para x, y, z (2bytes cada uno)

// ITG3200

#define GYROSCOPE (0X68) // Dirección del giroscopio

#define GYRO_READ (6) // 6 Bytes van a ser leídos para x, y, z (2bytes cada uno)

#define POWER_MNG (0x3E) // *****

#define INTERRUPT_CONF (0x17) // Registros definidos en el datasheet

#define SAMPLE_RATE (0x15) //

#define FS_DLPF (0x16) // *****

int fuerza;

byte dato;

void startACC()

{

writeTo(ACCELEROMETER, 0x2D, 0); // rango del acelerómetro de -2g a 2g

writeTo(ACCELEROMETER, 0x2D, 16);

writeTo(ACCELEROMETER, 0x2D, 8);

}

void getACC(float * data)

{

int registro1 = (0x32); // Primer registro

byte buffer [ACC_READ]; // Buffer

float escala_cons = 0.0039; // Constante para escalar

```

```

// Lee el data de los acelerómetros comenzando desde register1st
readFrom(ACCELEROMETER, registro1, ACC_READ, buffer);
data[0] = (((buffer[1]) << 8) | buffer[0])-20)*escala_cons; // Data 10 bits
data[1] = (((buffer[3]) << 8) | buffer[2])-16)*escala_cons; // Cambio
data[2] = (((buffer[5]) << 8) | buffer[4])*-escala_cons; // Conversion de bytes a
integer
data[0] = sqrt(sq(data[0])+sq(data[1])+sq(data[2])); // Promedio de los datos
}

void startGYRO()
{
writeTo(GYROSCOPE, POWER_MNG, 0x00); // Enciende el sensor
writeTo(GYROSCOPE, INTERRUPT_CONF, 0x00); // No utilizamos
interrupciones
writeTo(GYROSCOPE, SAMPLE_RATE, 0x07); // 125 Hz sample rate
writeTo(GYROSCOPE, FS_DLPF, 0x1D); // Range +-2000 deg/s / 10 Hz low pass /
1 KHz internal sample rate
}

void getGYRO(float * data)
{
int registro1 = (0x1D); // Primer Registro de todos los ejes
byte buffer [GYRO_READ]; // Buffer
// Lee los datos del giroscopio registro1
readFrom(GYROSCOPE, registro1, GYRO_READ, buffer);
int GYROOFFSET_X = 25; // *****
int GYROOFFSET_Y = 29; // Valores de offset de gyro
int GYROOFFSET_Z = 35.5; // *****
float sens_cons = 14.375; // Constante para escalar

```

```

// Los datos vienen en 16 bits para realizar el cambio
data[0] = (((buffer[0] << 8) | buffer[1]) + GYROFFSET_X) / sens_cons;
// bytes a integer
data[1] = (((buffer[2] << 8) | buffer[3]) + GYROFFSET_Y) / sens_cons;
// Los datos del giroscopio son cambiados con la constante de sensibilidad (14.375)
data[2] = (((buffer[4] << 8) | buffer[5]) + GYROFFSET_Z) / sens_cons;
data[0] = sqrt(sq(data[0])+sq(data[1])+sq(data[2])); // Los datos son promediados
}

// Escribir los valores en el acelerómetro
void writeTo(int SENSOR, byte REGADD, byte VALUE)
{
Wire.beginTransmission(SENSOR); // Comenzar transmisión
Wire.write(REGADD); // Direccionar los registros
Wire.write(VALUE); // Los valores q se escriben
Wire.endTransmission(); //
}

void readFrom(int SENSOR, byte INITREG, int BYTES, byte BUFFER[])
{
Wire.beginTransmission(SENSOR); // Comenzar transmisión
Wire.write(INITREG); // Mandar los datos a ser leídos
Wire.endTransmission(); // Fin de transmisión
Wire.beginTransmission(SENSOR); // Comienza transmisión
Wire.requestFrom(SENSOR, BYTES); //
int i = 0;
while(Wire.available())
{

```

```
BUFFER[i] = Wire.read(); // Recibe 1 byte

i++; //

}

Wire.endTransmission(); // Fin de Transmision

}

void setup()

{

    Wire.begin(); // Iniciar I2C

    Serial.begin(9600); // Abrir el monitor serial

    startACC(); // llamar a subrutina

    startGYRO(); // llamar a subrutina

    pinMode(13, OUTPUT);

}

void loop()

{

    float acc_data[3];

    float gyro_data[3];

    fuerza = analogRead(A0);

    getACC(acc_data); // llamar a subrutina

    getGYRO(gyro_data); // llamar a subrutina

    Serial.print(gyro_data[0]); // se envian los datos del giroscopio

    Serial.print("a"); // Se ocupa la letra "a" para separar los datos

    Serial.print(acc_data[0]); // se envian datos de acelerómetro

    Serial.print("f"); // Se ocupa la letra "f" para separar los datos

    Serial.println(fuerza); // se envian datos de fuerza

    if(dato==50){
```

```
digitalWrite(13, HIGH); // enciende el LED
}
if(dato==51){
    digitalWrite(13, LOW); // enciende el LED
}
delay(19); // Delay is given
}
void serialEvent()
{
    if (Serial.available()) {
        dato=Serial.read();
    }
}
```

ANEXO 2: CODIGO MATLAB

```

clear all;%Eliminar variables anteriores
clc;
instrhwinfo('Bluetooth');%Buscar dispositivos Bluetooth
s = Bluetooth('HC-05',1);%Construye un objeto bluetooth

fopen (s);%Abre la comunicación
hold on

SR = 0.04;
i = 10;
y=1;
C=zeros(75,240);
C1=zeros(75,240);
F=zeros(75,240);
G=zeros(75,240);
P=zeros(75,240);
Z=zeros(75,240);
x=[1:75];
%figure
subplot(3,1,2);
h1=plot(0,0);
subplot(3,1,3);
h3=plot(0,0);
fs=40;
t=0:1/fs:10-1/fs;
m=50;
n=pow2(nextpow2(m));
fr=(0:m-1)*(fs/m);
%Loop
while (1)

str = fscanff(s);
index3 = find(str == 'a');
index4 = find(str == 'f');
str1 = str(1:index3-1);
str2 = str(index3+1:index4-1);
str3 = str(index4+1:end);
Gx(i) = str2double(str1);
Ax(i) = str2double(str2);
Fx(i) = str2double(str3);
subplot(3,1,1)
hold on;

```

```

plot(Gx)
xlim([i-75 i+75]);

%Plot del Giroscopio
subplot(3,3,1)
hold on;
plot(Gx)
title('Datos escalados y promediados del Giroscopio')
xlabel('Número de Muestras') % Label del eje X
ylabel('Amplitud') % Label del eje Y
xlim([i-50 i+50]);

%Plot del Acelerometro
subplot(3,3,2)
plot(Ax)
title('Datos escalados y promediados del Acelerometro')
xlabel('Número de Muestras') % Label del eje X
ylabel('Amplitud') % Label del eje Y

xlim([i-50 i+50]);

%Plot del Sensor de Fuerza
subplot(3,3,3)
plot(Fx)
title('Sensor de Fuerza')
xlabel('Número de Muestras') % Label del eje X
ylabel('Amplitud') % Label del eje Y
xlim([i-50 i+50]);

if (rem (i,76)== 0)
    close;
    subplot(3,1,2);
    h1=plot(0,0);
    subplot(3,1,3);
    h3=plot(0,0);
end

if (rem (i,76) == 0)

    B=Gx(end-74:end);
    C(:,y)=B;

    B1=Fx(end-74:end);
    C1(:,y)=B1;
    %figure
    subplot(3,1,2)
    hold on;
    h=plot(C(:,y));
    delete(h1);

```

```

h1=h;
drawnow;
%%%%%%%%%%%%%%

subplot(3,1,3)
plot(x,C(:,y)); hold on
[pk,locs] = findpeaks(C(:,y),'MINPEAKHEIGHT',110);
h2=plot(x(locs),pk,'k^','markerfacecolor',[1 0 0]);

h3=h2;
title('Acelerometro 50 ultimas muestras')
drawnow;
lp=length(pk);

promedio=mean(C1(:,y))

if (lp < 1) && (promedio<2)
    dato=[50]
    % Convierte el entreo i (0 a 255) a codigo ASCII
    fwrite(s,dato,'uint8') % se envia un dato de tipo entero sin signo de 8 bits,
else
    dato=[51]
    fwrite(s,dato,'uint8') % se envia un dato de tipo entero sin signo de 8 bits,

end
y=y+1;

end

i=i+1;
drawnow;

end

```