



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

**“IMPLEMENTACIÓN Y DISEÑO DE UNA RED DE SENSORES PARA
AYUDAR A PACIENTES DE PD-FOG”**

INFORME DE MATERIA INTEGRADORA

Previo a la obtención del Título de:

INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

ALEXIS JONATHAN BAUTISTA BAQUERO

GUAYAQUIL – ECUADOR

AÑO: 2017

AGRADECIMIENTO

Primero agradezco Dios por llenarme de fortaleza a lo largo de mi vida y carrera universitaria, gracias por darme la sabiduría necesaria para poder terminar mi trabajo de titulación que no ha sido nada fácil, pero con perseverancia y con la bendición de Dios te agradezco Padre por esta meta cumplida.

A mis padres por ser mi pilar fundamental en mi vida, en mi carrera profesional, gracias a cada uno de ellos por sus consejos, por cada palabra y enseñanza que supieron darme, gracias por el apoyo incondicional y por la ayuda que he recibido por ellos. A mi mamá por su preocupación y dedicación que me ha brindado para llegar a mi objetivo. A mi papa por sus palabras, consejos y por estar siempre pendiente en el avance de mi tesis. A mi hermano por aguantarme cada desvelo, enojo y por compartir conmigo cada momento de logro.

Agradezco a mi enamorada Sandra Bayas que ha sido pilar fundamental desde que la conocí, por su ayuda incondicional y por creer en mi en todo momento, por su paciencia, dedicación y amor, gracias por cada consejo y aliento de superación y por compartir momentos difíciles y de felicidad a mi lado.

Agradezco a mi tutora que confió en mí y me brindó su apoyo para el desarrollo del proyecto, quien supo darme nuevas enseñanzas y abrió

nuevos campos de estudios en mi vida y así mismo para poder crecer de forma profesional.

Finalmente, a mis compañeros y amigos Ingeniero David Vaca Benavides y el Ingeniero Ricardo Macías Yépez por su amistad, conocimiento y ayuda incondicional con el desarrollo del proyecto y poder lograr junto con ellos esta meta.

Alexis Jonathan Bautista B.

DEDICATORIA

Este proyecto se lo dedico especialmente a Dios por ser participe en toda mi carrera universitaria, por haberme llenado de sabiduría, fuerza, dedicación y haberme iluminado a lo largo del camino con sus bendiciones. A mis padres que gracias por sus consejos, dedicación y por su inmenso amor me guiaron y me enseñaron a creer en mi para poder llegar hasta este momento, por medio de sacrificio, esfuerzo y perseverancia se los dedico con todo mi corazón, los amo.

Alexis Jonathan Bautista B.

TRIBUNAL DE EVALUACIÓN

.....
Mc.S Washington Median M.

PROFESOR EVALUADOR

.....
Ph.D María Antonieta Álvarez V.

PROFESOR EVALUADOR

DECLARACIÓN EXPRESA

"La responsabilidad y la autoría del contenido de este Trabajo de Titulación, me corresponde exclusivamente; y doy mi consentimiento para que la ESPOLE realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"

.....
Alexis Jonathan Bautista B.

RESUMEN

Hoy en día, el mundo de la tecnología ha dado un giro de 360 grados al ser el promotor de muchos inventos, desarrollando consigo un sin número de estudios que efectivamente han mejorado la calidad de vida del ser humano, incluyendo en estas enfermedades degenerativas, neurodegenerativas (Parkinson) entre otras. Dicha enfermedad (Parkinson) se basa en un desorden neural, es decir movimientos involuntarios de todo el cuerpo presentando temblores, desequilibrio y sobre todo el famoso congelamiento de la marcha (FOG) siendo este un trastorno transitorio donde la marcha se paraliza por segundos, recibiendo el nombre de los pies pegados.

En sí, el Parkinson (EP o PD) es una enfermedad que no tiene cura, es crónica y a su vez progresiva, debido a que sus síntomas persisten conforme pasa el tiempo, la enfermedad evoluciona para mal. Lo que muy poco sabe la gente es que al principio de la enfermedad solo una parte del cuerpo es la más afectada. Suele ser heterogénea, los síntomas son muy variados en los pacientes.

El proyecto consiste en el diseño e implementación de un dispositivo electrónico no invasivo en la extremidades inferiores desarrollada por medio de hardware libre que ayudara a la adquisición e interpretación de los datos en tiempo real para con el propósito de poder generar estimulaciones vibratorias al paciente con Parkinson por medio de unos micromotores vibratorios y en conjunto con otros sensores para la adquisición de parámetros como aceleración y la distribución de presión aplicada en la planta del pie. Esto tiene la finalidad de mejorar y ayudar al paciente con crisis de FOG a reducir los diferentes tipos de problemas al momento de la marcha y evitando los pasos falsos y caídas producidas por la crisis de FOG y así poder brindar un mejor estilo de vida cotidiana.

Por medio de varios estudios realizados por otras instituciones y Centro de Neurociencias de la localidad o de otros países se llegó a la conclusión que el estímulo vibratorio provocado por los actuadores electromecánico pueda brindar la ayuda

necesaria a la reducción de los trastornos producidos por los episodios de FOG y que tiene un grado de satisfacción altamente aceptada por los mismos pacientes.

Este dispositivo consta de un Módulo microcontrolador MKR1000 como elemento central, en conjunto con los sensores de aceleración, de presión y actuadores (micromotores vibratorios), que al momento que la etapa de bloque de adquisición de datos de la orden por medio de bloque de control y procesamiento almacene toda la información capturada por ellos y que quede todo respaldado en una MicroSD y poder a la vez transmitir por vía Wifi a una plataforma para la visualización de ello. Todo este sistema electrónico está montado en una tobillera y encapsulado en una carcasa de filamento que será embebido en un zapato.

Para la finalización de la presentación y desarrollo del proyecto al momento de realizar las pruebas correspondientes, se efectuaron varias pruebas donde estas fueron un éxito debido a la aceptación que tuvo junto al médico y paciente por el simple hecho de que se llegó a la propuesta principal, es decir de poder reducir los episodios de FOG con la ayuda de los sensores mencionados y así mismo mejorar la estabilidad emocional y corporal con los estudios necesarios.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTO	ii
DEDICATORIA	iv
TRIBUNAL DE EVALUACIÓN	v
DECLARACIÓN EXPRESA	vi
RESUMEN	vii
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE ANEXOS	xiii
CAPÍTULO 1.....	14
1. INTRODUCCIÓN	14
1.1. Antecedentes y Justificación	15
1.1.1. Planteamiento del Problema	15
1.1.2. Justificación	15
1.1.3. Limitaciones	16
1.2. Objetivos del Proyecto	17
1.2.1. Objetivo General	17
1.2.2. Objetivos Específicos.....	17
CAPÍTULO 2.....	18
2. ELABORACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL DISPOSITIVO HARDWARE	18
2.1. Estructura sistemática	19
2.1.1. Sensores	19
2.1.2. Acelerómetro Digital MPU - 6050.....	19
2.1.3. Módulo Micro -SD	20
2.1.4. Microcontrolador	20
2.1.5. Arduino MKR1000	20
2.1.6. Sensor de Fuerza Resistivo Circular.....	21
2.1.7. Micromotores Vibratorios	23
CAPITULO 3.....	24
3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA	24
3.1. Descripción del Funcionamiento	24

3.2. Diseño de los Estimuladores Vibratorios	26
3.2.1. Propiedades Eléctricas	27
3.2.2. Propiedades Mecánicas	31
3.2.3. Propiedades Ergonómicas.....	32
3.3. Arquitectura de la red de sensores	34
3.4. Etapa de Comunicación.....	35
3.5. Protocolo de Comunicación I2C	35
3.6. Protocolo de Comunicación SPI	37
CAPITULO 4.....	39
4. VERIFICACIÓN DE DATOS	39
4.1 Pruebas y Resultados	40
4.2 Diseño de Prueba.....	41
CONCLUSIONES.....	45
RECOMENDACIONES.....	46
BIBLIOGRAFÍA.....	47
ANEXOS.....	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Resistencia VS Fuerza (g)	22
Figura 3.1 Diagrama de Bloques del Sistema.....	11
Figura 3.2 Sensor de Fuerza Interlink Electronics Modelo 402.....	14
Figura 3.3 Circuito Esquemático.....	28
Figura 3.4 Diseño Propuesto para el Sensor de Fuerza.....	29
Figura3.5 Diagrama de Formato de Transmisión de Datos	30
Figura 3.6 Micromotores Vibratorios DC	¡Error! Marcador no definido.
Figura 3.7 Diseño del circuito para el Micro motor Vibratorio	31
Figura 3.8 Ubicación de los Micromotores	32
Figura 3.9 Ubicación de los Sensores de Fuerza	33
Figura 3.10 Montaje del Acelerómetro	34
Figura 3.11 Funcionamiento de la Comunicación SPI.	38
Figura 4.1 Cara Superior (Top).....	38
Figura 4.2 Cara Inferior (Bottom).....	38
Figura 4.3 Recorrido usado para la prueba.....	42
Figura 4.4 Ciclo de Trabajo PWM.....	43
Figura 4.5 Captura Aceleración en el eje x del Paciente Sano.....	44
Figura 4.6 Captura Aceleración en el eje x del Paciente Sano.....	44

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Especificaciones MPU -6050.....	19
Tabla 2.2 Especificaciones Módulo Micro – SD.....	20
Tabla 2.3 Placa Arduino MKR1000	21
Tabla 2.4 Características del Sensor de Fuerza Resistivo	22
Tabla 2.5 Características de los Micromotores Vibratorios.....	23
Tabla 4.1 Tabla de Datos de Pacientes Sanos para las Pruebas.....	82

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1 Elaboración e Implementación del Primer Prototipo	50
Anexo 2 Implementación del Bloque de Control y Procesamiento y Almacenamiento	51
Anexo 3 Implementación en Montaje Superficial.....	52
Anexo 4 Diseño del Bloque de Adquisición de Datos (Acelerómetro y Sensor de Fuerza)	53
Anexo 5 Funcionamiento Total del Dispositivo Electrónico	54
Anexo 6 Diseño de la Comunicación Wifi para los Estímulos Vibratorios	55
Anexo 7 Proceso del Diseño de Encapsulado para el Dispositivo	56
Anexo 8 Diseño Final del Encapsulado.....	57
Anexo 9 Diseño e Implementación y Funcionamiento del Dispositivo Electrónico...	58

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson ha sido denominada como el segundo trastorno neurodegenerativo según la Organización Mundial de la Salud. En base a estudios realizados se puede constatar que dicha enfermedad fue diagnosticada desde el año 1817 por el doctor James Parkinson [1] que determinó la enfermedad como la disminución del movimiento muscular.

Esta enfermedad neuro-degenerativa que produce trastornos de movimiento como temblor y rigidez en las principales partes del cuerpo que son manos, brazos, cara y piernas. Además, provoca que el equilibrio y la coordinación del cuerpo al momento de caminar se decline. A medida que los síntomas empeoran, aparecen otros síntomas que dificultan sus actividades de la vida diaria como el Freezing of Gait (FOG – Congelamiento de la Marcha) y otros problemas de índole cognitivo, problemas que con los tratamientos actuales, tanto farmacológicos y quirúrgicos. Es importante destacar también, al no existir un instrumento de evaluación exacto que identifique la enfermedad el diagnóstico se basa solo en la clínica, como consecuencia, la mayor parte de los pacientes son diagnosticados en fases avanzadas de la enfermedad. Hay que tener en cuenta que los síntomas comienzan a percibirse cuando la destrucción de neuronas dopaminérgicas ronda el 70%.

Por todos los síntomas detallados, el objetivo del presente proyecto de titulación es desarrollar e implementar un dispositivo electrónico que está capacitado para que el mismo paciente active las estimulaciones vibro táctil en áreas sensibles durante el episodio de FOG, y que dicha estimulación sea modulable por señales por pulsos, triangular, etc. donde el propio sistema sea capaz de estimular en tiempo real.

1.1. Antecedentes y Justificación

1.1.1. Planteamiento del Problema

En la mayoría de los pacientes que padecen la enfermedad de Parkinson, presentan síntomas que producen trastornos de movimiento como temblor, en las manos, brazos, piernas y cara. Problemas de equilibrio y coordinación al momento de caminar y eso repercute en el estado de ánimo de la persona porque llega a provocar depresión, ansiedad y sueño desincronizado. Entre otras manifestaciones la enfermedad provoca presión arterial baja al estar de pie, estreñimiento, dificultades en el habla y para ingerir, babeo y pérdida del olfato.

Además, entre los trastornos de la enfermedad de Parkinson se encuentra el congelamiento de la marcha que se caracteriza por episodios transitorios y de varios segundos de detención de la marcha normal, en otras palabras, lo que le sucede al paciente es la sensación de tener los pies pegados al suelo.

1.1.2. Justificación

En la actualidad según publicaciones realizadas por diferentes universidades, o institutos médicos que colaboran con el estudio de la enfermedad de Parkinson, hasta ahora no existe ninguna prueba de sangre o de laboratorio que diagnostique dicha enfermedad ya que es extremadamente difícil saber con precisión el inicio de la enfermedad.

El fin de este proyecto de materia integradora es incorporar una solución óptima para el diseño e implementación de un dispositivo electrónico portable que sea capaz de ofrecer un mejor estilo de vida de una persona con enfermedad de Parkinson y evitar episodios de FOG, de tal manera poder brindar ayuda a los pacientes para levantar su autoestima y que

puedan realizar una marcha más estable y disminuir sustancialmente el número de caídas en estos pacientes.

Es por esa razón por la que el dispositivo electrónico estará compuesto por dos nodos (uno en cada tobillo) donde cada nodo es un dispositivo electrónico con la capacidad de realizar la adquisición de parámetros del usuario como movimiento de aceleración en tres ejes (x, y, z) y sensor de fuerza. Estos datos serán almacenados en una tarjeta MicroSD para realizar el post-procesamiento de las muestras obtenidas.

Adicionalmente, cada tobillera estará equipada con un dispositivo vibrotáctil para generar estímulos mecánicos, para ayudar a pacientes que presentan episodios de congelamiento de la marcha. Entre los nodos existirá un nodo principal (maestro), que tendrá la capacidad de ejecutar la conexión con el nodo restante (esclavo) y poder realizar la sincronización al momento de adquirir los datos.

1.1.3. Limitaciones

En la implementación del sistema se tuvo pocas limitaciones como el factor económico, ya que para el diseño se requiere un microcontrolador que técnicamente es un módulo Arduino MKR1000 con conexión a Wifi ya que en nuestro medio comercial es relativamente caro.

Debido que el microcontrolador es un módulo Wifi, no siempre tendrá la facilidad de tener acceso a internet ya que deberá establecerse en una zona Wifi para la transmisión de datos hacia la nube, por ende, posee un módulo MicroSD para el almacenamiento y respaldo de los datos.

1.2. Objetivos del Proyecto

1.2.1. Objetivo General

Realizar un diseño de implementación de una red de sensores para pacientes con enfermedad de PARKINSON-FOG basados en un dispositivo electrónico para estimulación periférica en extremidades inferiores.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Desarrollar un dispositivo electrónico con micro – motores que permitan la estimulación vibro táctil en pacientes que muestren congelamiento de la marcha.
- Realizar mediciones en pacientes PD con el objetivo de encontrar la relación de los parámetros sensados y registrados por los dispositivos con una referencia establecida.
- Diseñar un dispositivo que registre los movimientos del pie (sensor IMU), así mismo el estímulo en las áreas sensibles para evitar el congelamiento de la marcha.
- Llevar a cabo un análisis cualitativo y comparativo entre un grupo de personas con enfermedad de Parkinson que presentan congelamiento de la marcha, cargando el dispositivo encendido y apagado.

CAPÍTULO 2

2. ELABORACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL DISPOSITIVO HARDWARE

El diseño del Hardware describe los elementos físicos de una estructura que combina sensores, componentes electrónicos analógicos y digitales que vinculado con ellos sirven para terapia y valoración a pacientes con PD-FOG (Parkinson's disease – Freezing of Gait) que dependiendo de la ubicación de los sensores y actuadores de forma adecuada, el sistema resultará de manera confortable para el paciente, que por deducción de la obtención de datos de modo errónea, podría ser el resultado de una mala colocación de los componentes en el momento de ejercer la marcha.

Con la ayuda de estos sensores y actuadores se va a realizar la adquisición de datos en tiempo real, que serán guardados en un dispositivo de almacenamiento cuya información será enviada por medio de la red de sensores Wifi para un proceso posterior conforme a la identificación de esquemas del cambio de la marcha del paciente durante el lapso de FOG, dichos componentes se activaran manualmente con un control inalámbrico estimulando los actuadores para la ayuda del mismo.

2.1. Estructura sistemática

2.1.1. Sensores

Un sensor es un dispositivo u objeto que revela las capacidades físicas, que son nombradas Variables de instrumentación.

2.1.2. Acelerómetro Digital MPU - 6050

El acelerómetro tiene la conformación de un MEMS (Sistemas Micro-electromecánicos) que tiene la capacidad de medir la aceleración en 3 dimensiones de los ejes (X, Y, Z), con la combinación de un MEMS giroscopio de 3 ejes, que también permite la determinación de la orientación del sensor por la acción de la fuerza de la gravedad.

Este sensor (acelerómetro y giroscopio), como se indica en la tabla 2.1 tiene un consumo de 3.9 mA, con un voltaje de alimentación de 2.37 a 3.46 V, tiene la capacidad de realizar comunicación por bus de comunicación SPI y por bus de comunicación I2C.

Especificaciones MPU – 6050	
Voltaje de alimentación	2.37 a 3.46 V
Bus I2C	Lectura de datos de sensores externos
Corriente	3.9mA
ADC 16 bits	Multiplexación externa de las entradas del acelerómetro
Rango de Escala	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g$ y $\pm 16g$
Densidad del ruido	400ug/ $\sqrt{\text{Hz}}$
Número de ejes	3 (X, Y, Z)
Modo de bajo consumo energético	10 μA at 1.25Hz, 20 μA at 5Hz, 60 μA at 20Hz, 110 μA at 40Hz.

Tabla 2.1 Especificaciones MPU-6050 [17]

2.1.3. Módulo Micro -SD

Este módulo lector de Micro SD marca Adafruit con interfaz SPI, I2C y UART, compatible con el software Arduino, este sistema permite el control de archivos para leer y escribir en dicho módulo.

La tabla 2.2 nos detalla las especificaciones del módulo microSD, posee cuatro líneas para poder realizar la transmisión, recepción de información, realizado por el bloque de control y el bloque de almacenamiento, para poder obtener la visualización de todos los datos en un archivo con extensión .txt o .csv.

Especificaciones Módulo MICRO – SD	
Tarjeta soportada	Micro – SD hasta 4GB, Micro -SDHC, SDXC.
Voltaje de alimentación	3.3 V a 5 V.
Interfaz de comunicación	SPI, I2C, UART.
Interfaz de control	GND, MISO, MOSI, SCK.

Tabla 2.1 Especificaciones Módulo Micro – SD [11]

2.1.4. Microcontrolador

Para llevar a cabo el desarrollo del prototipo necesitamos de un microcontrolador, que es un circuito integrado compuesto por una unidad central de procesamiento, un bloque de memorias (RAM y ROM) y tiene la capacidad de leer de ejecutar múltiples funciones u órdenes, que son programadas dentro de la memoria de dicho microcontrolador.

2.1.5. Arduino MKR1000

La tabla 2.3 nos detalla las especificaciones del nuevo módulo, junto con un microcontrolador con integración Wifi y con muchas funciones más que contiene, este dispositivo fue diseñado para brindar un recurso fácil y accesible para la conexión de Wifi.

Especificaciones MKR1000	
Microcontrolador	SAMD21 Cortex-M0+ 32bit low power ARM MCU
Fuente de alimentación (USB/VIN)	5V
Batería soportada	Li-Po single cell, 3.7V, 700mAh minimum
Voltaje de circuito de operación	3.3V
Pines digitales I/O	8
Pines PWM	12 (0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 10, A3 - or 18 -, A4 -or 19)
UART	1
SPI	1
I2C	1
Pines entradas análogas	7 (ADC 8/10/12 bit)
Pines salidas análogas	1 (DAC 10 bit)
Interrupciones externas	8 (0, 1, 4, 5, 6, 7, 8, A1 -or 16-, A2 - or 17)
Pin Corrientes DC I/O	7mA
SRAM	32 KB
EEPROM	No
Velocidad de reloj	32.768 kHz (RTC), 48 MHz
Memoria Flash	256 KB

Tabla 2.2 Placa Arduino MKR1000 [18]

2.1.6. Sensor de Fuerza Resistivo Circular

El sensor FSR (Force Sensing Resistor), cuenta con una superficie circular de 2cm de diámetro, la resistencia que maneja el sensor varía de acuerdo con el intervalo de 100 gr a 10kg. Se conoce que mientras más presión haya, menor será su resistencia y cuando no exista presión su resistencia es superior a $1M\Omega$, como lo indica la figura 2.1.

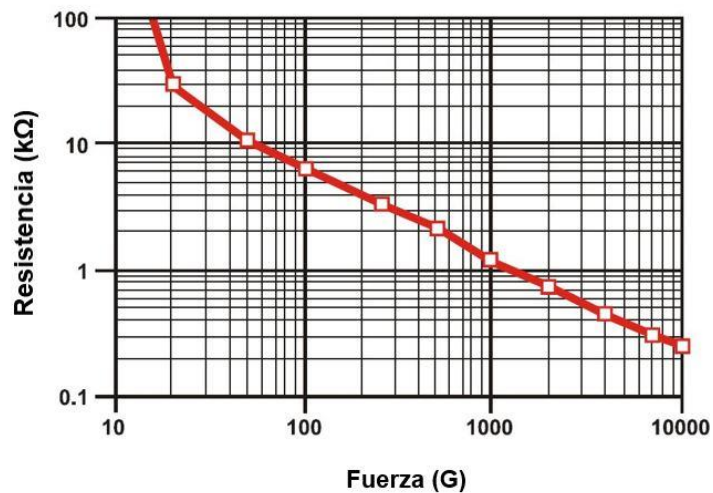


Figura 2.1 Resistencia VS Fuerza G [19]

La tabla 2.4, indica los parámetros de funcionamiento del sensor FSR, con sus características físicas y eléctricas:

Especificaciones del Sensor de Fuerza Resistivo	
PARAMETRO	VALOR
Rango de sensibilidad de la Fuerza	<100 g hasta> 10 kg
Rango de sensibilidad de la Presión	<1,5 psi hasta> 150 psi <0,1 kg/cm ² hasta> 10 kg/cm ²
Parte-a-Parte Repetibilidad de la Fuerza	± 15% a ± 25% de la resistencia nominal establecida
Parte individual Repetibilidad de la Fuerza	± 2% a ± 5% de la resistencia nominal establecida
Resolución de la Fuerza	0,5% (Full escala)
Resistencia sin aplicar fuerza	> 1MΩ
Rango de temperature	-30 ° C a +70 ° C
Máxima Corriente	1 mA/cm ² de la fuerza aplicada

Tabla 2.3 Características del Sensor de Fuerza Resistivo [13]

2.1.7. Micromotores Vibratorios

Los micromotores vibratorios se caracterizan por su pequeño tamaño y mecanismo de vibración cerrado, con una variedad de aplicaciones en instrumentos de mano, como en teléfonos móviles, escáneres RFID y aplicaciones médicas, donde el espacio es una ventaja importante en el diseño e implementación del dispositivo electrónico.

Las funciones principales de los actuadores, es que se alimenta con un voltaje nominal de 3V, con un rango de velocidad de 12000RPM, y trabajan a una frecuencia de 215 Hz, como se menciona en la tabla 2.5.

Especificaciones de Micromotores Vibratorios	
Especificaciones	Valor
Voltaje [V]	3
Diámetro del cuadro [mm]	10
Longitud corporal [mm]	3.4
Peso [g]	1.2
Rango de voltaje [V]	2.5-3.8
Rango de velocidad [rpm]	12000
Corriente nominal [mA]	75
Voltaje de arranque [V]	2.3
Corriente de operación [mA]	85
Resistencia terminal[Ohm]	75
Amplitud de vibración [G]	0.8

Tabla 2.4 Características de los Micromotores Vibratorios [20]

CAPITULO 3

3. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL SISTEMA

3.1. Descripción del Funcionamiento

El funcionamiento del sistema está desarrollado, por los bloques de: i) bloque captura de datos, que incluye el sensor de fuerza, acelerómetro; ii) bloque actuador, que corresponde a los motores vibratorios ; iii) bloque almacenamiento, que por medio de una microSD se registran los datos durante el proceso de la marcha; iv) bloque de comunicación, mediante la conexión por Wifi, se realiza la transmisión y recepción de los datos almacenados; v) bloque de procesamiento de datos, el cual recibe los trenes de pulsos del acelerómetro y los valores de voltajes de los sensores de fuerza del bloque captura de datos. A continuación, se detalla cada uno de los bloques:

El *bloque de captura* de datos, que está constituido por dos sensores: sensor de fuerza y acelerómetro, los cuales de manera equitativa ayudarán a medir la fuerza ejercida durante la marcha.

El *bloque de procesamiento de datos*, conformado por un módulo MKR1000 de la familia de Open Hardware Arduino, el cual está compuesto por un microcontrolador de la serie SAM D21 de Atmel de bajo consumo de energía, que utiliza el procesador ARM Cortex M0+ de 32bits, operan a una frecuencia máxima de 48 MHZ. El acelerómetro genera una serie de pulsos que, por medios de ellos se adquiere la frecuencia que lleva el paciente en el momento de la marcha. Los valores de voltajes que emite los sensores de fuerza son registrados por el bloque de captura de datos y que son direccionados al bloque de almacenamiento.

El *bloque de almacenamiento de datos*, está constituido por un módulo microSD de 4GB de memoria, que lo guarda en archivo (.txt o .cvs). Este proceso lo realiza mientras el dispositivo se encuentra en modo encendido.

El *bloque de comunicación* está diseñado por el mismo módulo MKR1000, el mismo que se basa en el modelo Microchip SmartConnect SAMW25, que es un módulo de certificación Wifi de baja potencia. Así mismo éste permite la transmisión y recepción de datos por vía Wifi hacia una PC u otro dispositivo que admita el mismo protocolo de comunicación. Además, se debe tener en cuenta la colocación de los respectivos actuadores (micromotores vibratorios) que va dentro de los zapatos, debido a que deben ser colocados en las partes más sensibles del pie.

A continuación, en la figura 3.1 se muestra el proceso de funcionamiento en diagrama de bloques:

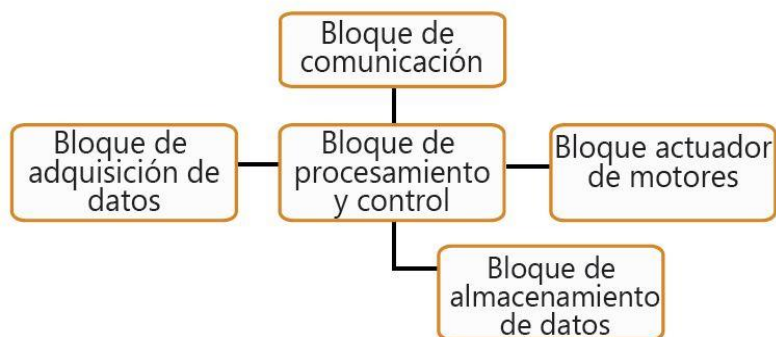


Figura 3.1 Diagrama de Bloques del Sistema

En la construcción del dispositivo electrónico vibro táctil, se utilizan elementos que sensan la marcha [2] ubicados en la parte central del zapato, es necesario tener en cuenta que al momento de adquirir los datos no deba existir ninguna perturbación externa que cause la captura de datos inexactos.

Los módulos interiores son aquellos que se localizan ergonómicamente dentro del zapato utilizado por el paciente, desempeñando la confiabilidad del mismo. Los dispositivos internos están combinados por un acelerómetro

que miden los cambios de la velocidad del pie durante la marcha, es decir la rapidez o vibración de la misma manera utilizando los sensores de presión que se encuentran en el interior del zapato. Estos sensores, sensan la distribución del pie que están colocados lo más cercano con la planta del pie del paciente, y por esto fueron ubicados de tal manera que cubra la mayor parte del área del pie.

No es indispensable que los dispositivos exteriores se ubiquen dentro del zapato, porque no dependen de la cercanía con el pie. Debido al espacio, el cual es limitado, estos dispositivos se ubican fuera del zapato.

3.2. Diseño de los Estimuladores Vibratorios

Los estimuladores vibratorios se componen de sensores y actuadores, combinados con elementos electrónicos analógicos y digitales con consumo de baja potencia, implementado en una tarjeta PCB de montaje superficial SMT (Surface-Mount Technology). La combinación de todos estos elementos sirve para el registro de datos al momento que el paciente comienza la marcha, dentro del dispositivo, se encuentra elementos electromecánicos o actuadores situados en la parte interna del zapato médico combinado con los demás sensores, que desempeñen como tratamiento y estudio a los pacientes de PD-FOG.

Los micromotores vibratorios de corriente continua, funcionan con muy baja tensión de alimentación ($< 5V$) que puede ser proporcionada por una batería independiente a fin de garantizar la seguridad eléctrica de la persona. La vibración de cada micromotor es producida por la rotación de una masa desbalanceada alrededor del eje. La fuerza centrípeta de esta masa es asimétrica lo que resulta en una fuerza centrífuga neta que causa un desplazamiento del motor. La frecuencia de vibración es proporcional a la velocidad de rotación del eje mientras que la amplitud de la fuerza generada por la vibración es proporcional al peso de la masa, a la excentricidad y al cuadrado de la velocidad angular.

3.2.1. Propiedades Eléctricas

El sistema es energizado por una batería de Li-Po de 3.7V, que cuenta con cuatro sensores de fuerza FSR (Interlinks Electronics FSR Force Sensing Resistor), que está formado por una película de polímero, el cual representa una disminución de resistencia que varía respecto a la fuerza aplicada por la planta del pie del paciente. Este sensor tiene una forma circular de 12.7mm de diámetro con un grosor de 0.46mm como se visualiza en la figura 3.2, con un rango de fuerza equivalente de 0 a 20 libras (0 a 100 Newtons) cada uno, el cual ayuda a conocer la distribución de presión en la planta del pie. Esto ayudará a conocer la postura del paciente; si el paciente se encuentra con el pie sentado o acostado. De tal manera que determinará el proceso de encendido manual de los micromotores vibratorios, el cual se activa cuando el paciente presenta una etapa de crisis.



Figura 3.2 Sensor de Fuerza Interlink Electronics Modelo 402 [15]

Para el uso de los sensores de fuerza y según los datos del fabricante, se recomienda el circuito con su respectiva ecuación del voltaje de salida:

$$V_o = -\frac{R_f}{R_{FSR}} V_i ; V^- \leq V_o \leq V^+ \quad (3.1)$$

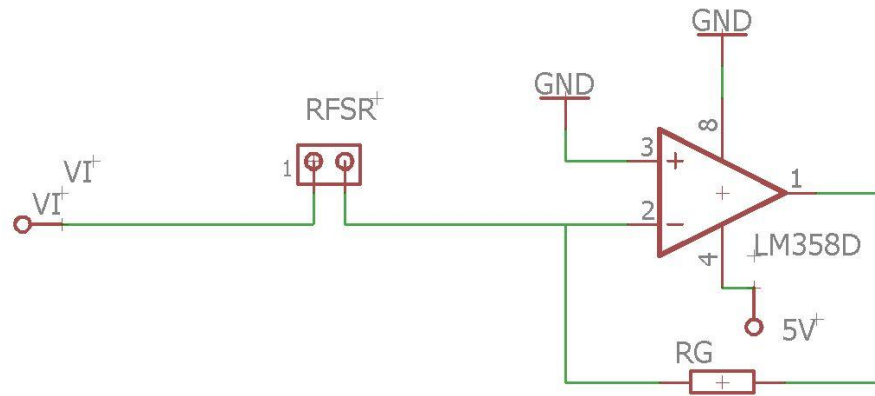


Figura 3.3 Circuito Esquemático propuesto por el fabricante [19]

Este diseño consta de un LM358 (figura 3.3), donde el voltaje de saturación V^- es de 5 mV y el voltaje V^+ es de 0V. En este circuito, la señal de voltaje V_i debe ser un voltaje negativo para que la salida de voltaje V_o sea positivo y el amplificador operacional se encuentre en zona lineal. Debido a que este circuito fue diseñado con un voltaje V_i (negativo) se tuvo que rediseñar el modelo electrónico del circuito.

En el nuevo diseño se hace el uso del LM324 el cual es un OpAmp de alimentación unipolar debajo offset de entrada bajo ruido y bajo consumo de energía. Este elemento está diseñado y tiene una configuración amplificadora no inversor donde la ecuación del voltaje es la siguiente:

$$V_o = V_i \left(1 + \frac{R_G}{R_{FSR}} \right); V^- \leq V_o \leq V^+ \quad (3.2)$$

En este nuevo diseño planteado, ya no es necesario el voltaje de salida V_{REF} negativo en la entrada debido a que, para garantizar la operación de zona lineal esta se alimenta con un voltaje positivo unipolar de 3.7V.

Se puede observar que se tiene un divisor de voltaje a la entrada del OpAmp, debido a que se mostrará un voltaje DC para que la salida del mismo no sea alta. Por lo tanto, se optó por adquirir una pequeña fracción de voltaje de alimentación de 3.7V.

La siguiente ecuación de voltaje de entrada es la siguiente:

$$V_i = V_{CC} \left(\frac{R_M}{R_M + R_{FSR}} \right) \quad (3.3)$$

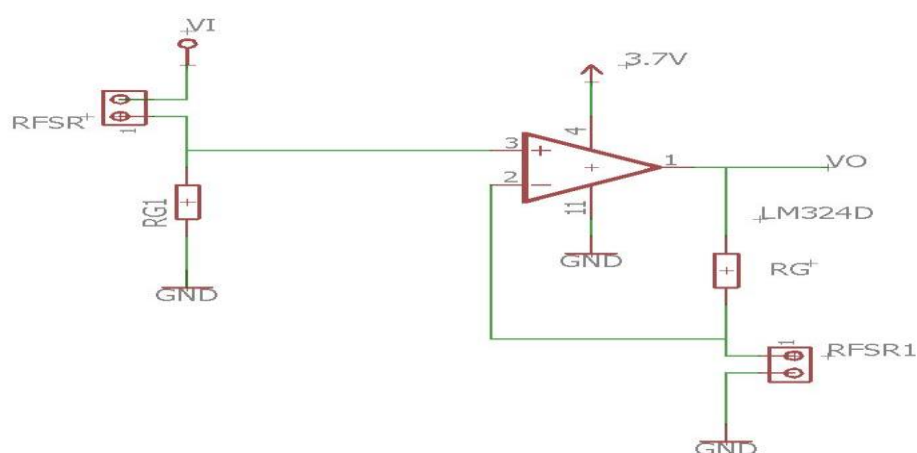


Figura 3.4 Diseño Propuesto para el Sensor de Fuerza

En la figura 3.4, los valores de resistencia planteados R_M y R_f son de $10k\Omega$. Obteniendo un voltaje de V_{REF} de $0.3V$ lo cual cumple con la condición mínimo DC deseado a la salida del elemento. La resistencia R_f indica la ganancia que se obtendrá, para que el OpAmp llegue a su punto o límite de saturación positiva cuando este tenga una fuerza equivalente a $20lb$, que este señala el peso máximo que soportará cada sensor.

Se debe tener en cuenta en la implementación del diseño, la respectiva calibración de los FSR muestre una curva que permita relacionar voltaje con la fuerza aplicada sobre cada sensor, para poder tener una relación entre ellos.

Este módulo estaría situado en la parte interior del zapato, exactamente ubicado en la planta del pie del paciente, cuyo objetivo es capturar toda la información sobre las fuerzas G, que así mismo estos soportan la crisis

de FOG (Freezing of Gait). Para obtener un patrón de los datos de FOG, los estímulos vibratorios deberán funcionar de manera manual con el paciente, cuando este lo requiera y así mismo ser de ayuda para ello.

Los caracteres del acelerómetro son aparatos de pulsos que trabajan durante un ciclo por inercia sobre el mismo (acelerómetro) en un tiempo límite (figura 3.5). Cada byte de datos I2C está conformado por 8 bits de longitud, dependiendo el flujo de bytes transmitidos por transferencia, cada byte debe ir junto con una señal de confirmación (ACK) que es generado por el maestro. Cuando la señal SDA y SCL están en altas, el bit NACK ya no permite recibir más bytes, es en ese momento que termina la transferencia de datos que solo puede ser generada por el maestro.

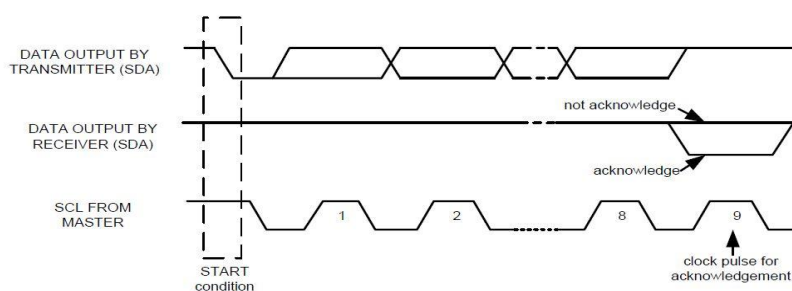


Figura 3.5 Diagrama de Formato de Transmisión de Datos [17]

Este formato de tren de pulso es capturado mediante los pins digitales del microcontrolador, a través de un código en lenguaje C donde también se establece un periodo de trabajo para obtener el valor de la fuerza G.

Este sistema cuenta con un patrón de comunicación vía Wifi, que entregara la información de todos los sensores a una plataforma, la cual es un servicio en la nube que nos permite almacenar e interpretar información de los sensores en tiempo real, por lo cual ayudará el encendido manual de los estimuladores para beneficio del paciente durante una crisis de FOG. Ello se almacenará los datos asegurando los mismo por medio de una tarjeta de microSD.

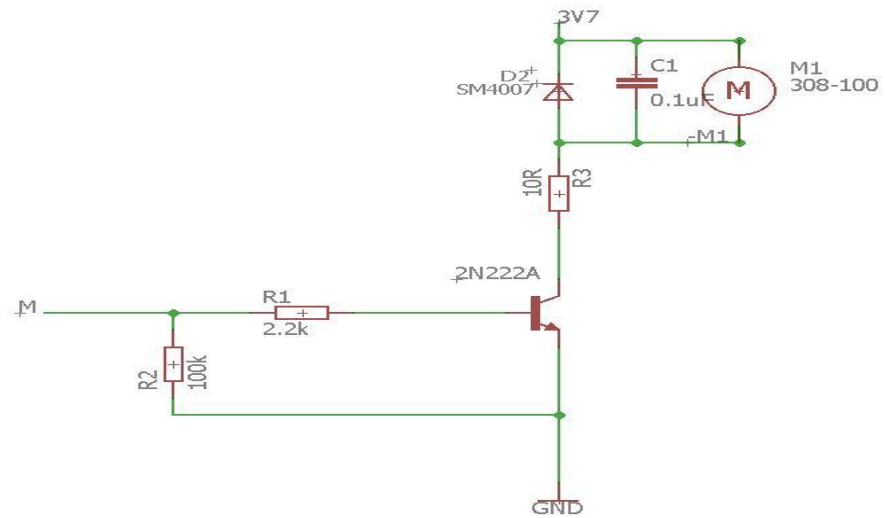


Figura 3.7 Diseño del circuito para el Micromotor Vibratorio

El circuito implementado para el funcionamiento de los motores es ilustrado en la figura 3.7. Se utilizó el transistor BJT 2N222A, el cual ejerce como dispositivo de conmutación para la actuación de los motores. El circuito tiene un rol importante para los motores que tienen una corriente nominal de acción de 53ma a 3V, debido a esto el circuito procede como driver del motor y llega a preservar los pines del puerto del microcontrolador.

3.2.2. Propiedades Mecánicas

El módulo desarrollado tendrá la cabida de dar impulsos vibratorios al paciente con PD, cuando este pase por la faceta de FOG. Se empleó tres micromotores vibratorios, los cuales cuando estén prendidos estos se controlarán en forma manual.

Se analiza el diseño del encendido manual mediante un software que producirá el estímulo, estableciendo parámetros en el módulo o dispositivo, durante el registro de fuerzas G de las anteriores marchas

de forma de pulsador inalámbrica que el paciente llevará consigo a donde vaya.

Un punto importante del módulo diseñado es la verídica correspondencia que tiene con el paciente debido a la estimulación dada, es decir que mediante su proceso (crisis) de FOG, este actuará de manera beneficiosa con el paciente debido a que el impulso dado mediante el electromecánico vibratoria que es proveída por los tres micromotores DC indicados, los cuales se encuentran situados como se indica en la figura 3.8, de tal manera que el paciente pueda divisar la situación clara y precisa.

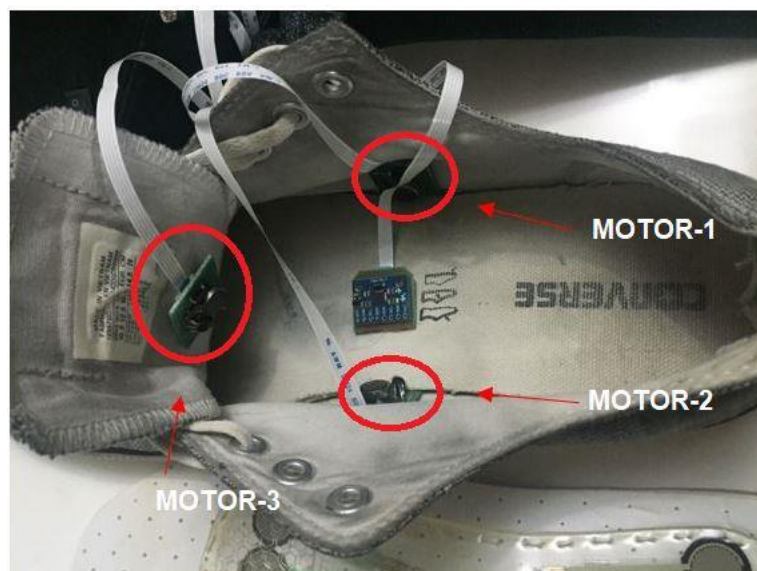


Figura 3.8 Ubicación de los Micromotores

3.2.3. Propiedades Ergonómicas

Adicionalmente, en la colocación de los sensores mencionados para el desarrollo del dispositivo, se especificó el lugar de los micromotores vibratorios y el nivel de intensidad generada por los componentes para que puedan tener un efecto sensible sobre el paciente. Debido a esto, los micromotores vibratorios se colocan sobre un área específica donde implica la mayor sensibilidad a las vibraciones intensas y profundas en el corpúsculo de Vater-Pacini, producidas por los estimuladores

vibratorios, comprendidas entre 30 a 1500 Hz y son particularmente eficaces cuando las frecuencias se sitúan alrededor de los 300Hz [3].

En la figura 3.9 se visualiza la colocación de los sensores de fuerza en la parte del talón y del empeine, para tener una mayor distribución en la planta del pie.



Figura 3.9 Ubicación de los Sensores de Fuerza

Mediante el estudio realizado al corpúsculo de Vater-Pacini y conociendo los parámetros necesarios de sensibilidad y frecuencia para la aplicación de los estimuladores, se realizaron pruebas de estimulaciones a personas sanas para poder tener la seguridad de la localización de los micromotores, que garanticen la percepción de las vibraciones. Los tres motores fueron colocados: un motor en la parte del empeine externo, el otro en la parte donde se forma el arco y el tercer motor se colocó en la lengüeta del zapato. Estas son lugares donde se presentan una mayor sensibilidad mediante la aplicación de los estimuladores.

Para la aplicación de los estimuladores vibratorios a los pacientes que muestran los eventos de FOG, los estímulos no se generarán ni tan largos ni sostenidos, sino que serán por intervalos de diferente tiempo

por lo cual será discutido posteriormente. Todos los componentes adicionales mencionados serán colocados como se observa en la figura 3.10, en la parte de debajo de la plantilla, con esto evitando algún malestar al momento de la marcha.

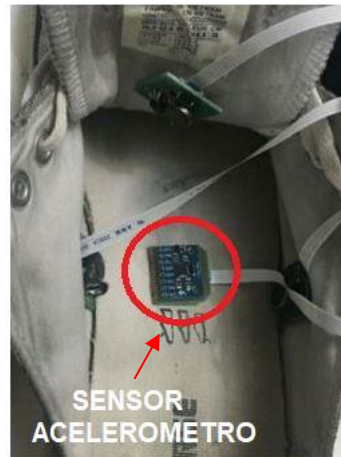


Figura 3.10 Montaje del Acelerómetro

3.3. Arquitectura de la red de sensores

En el desarrollo del dispositivo electrónico de una manera eficaz, está conformado por 5 bloques:

El *bloque de adquisición de datos*, está constituido por los sensores tanto de presión como de aceleración, tienen como función capturar la información referente en la distribución de la presión aplicada por la planta de los pies y las mediciones en fuerza G por medio de la marcha.

El *bloque de control y procesamiento de los datos*, que es conformado por el Módulo MKR1000, está basado en un microcontrolador de la familia de Atmel Smart Sam D21 que reciben los paquetes de bytes por los pines SDA y SCL (con valores analógicos entre 0 y 1023), proporcional a la tensión de los sensores FSR.

Los datos obtenidos en fuerza G y los voltajes analógicos para los sensores de presión, son enviados al bloque de almacenamiento para realizar su respectiva comunicación con el bloque de control.

La etapa de *bloque de almacenamiento de datos*, que está constituido por un módulo microSD, es el encargado de almacenar los datos adquiridos por los sensores en archivo con extensión .txt o .csv, donde dicho módulo es gestionado por comunicación SPI. Es un protocolo sincrónico que trabaja en modo full dúplex para recibir y transmitir información, permitiendo que dos dispositivos puedan comunicarse entre ellos. [4]

La etapa de *bloque de comunicación*, está integrada por el mismo módulo MKR1000, que contiene un módulo SMART SAMW25, el cual se basa en un microcontrolador donde admite el estándar IEEE 802.11b/g/n que utilizan la banda de 2.4GHz, la cual se puede configurar respecto a la necesidad de la misma. Este protocolo de comunicación ayudaría a la transmisión y recepción de los datos a una plataforma libre para su visualización respectiva.

Los datos que se encuentra en la microSD tienen una capacidad de almacenamiento de 4GB, donde dicha información ayudaría a un post-procesamiento con la ayuda de programas como Matlab o Excel para un mejor entendimiento de los datos obtenidos.

3.4. Etapa de Comunicación

Dependiendo de los componentes que se implementen en el dispositivo electrónico; cada uno de ellos tendrá diferentes protocolos de comunicación usados con el microcontrolador y estos son SPI e I2C, que son protocolos de transmisión serial de datos y que radica para su mejor funcionamiento es la presencia de la señal de reloj sincrónica para cada protocolo de comunicación.

3.5. Protocolo de Comunicación I2C

El I2C es un bus de comunicación serial sincrónica [5], que utiliza pines digitales de comunicación, que únicamente usa dos señales para la

transmisión de los datos por medio de dos vías de comunicación SDA (Serial Data) y la señal de reloj sincrónica SCL (Serial Clock).

El protocolo I2C usa dos líneas de comunicación, que solo admite a los dispositivos para conectarse los que obtengan este protocolo, por una de estas vías se enviará una señal de reloj para la sincronización y por otro se enviará o recibirá los datos de los componentes. Cada componente dispone de una dirección para poder ingresar a los dispositivos y se los puede configurar mediante hardware y mediante software por lenguaje C, por ello se toma en cuenta que cada dispositivo conectado dispone de una dirección única debido que el protocolo de comunicación I2C, tiene una arquitectura tipo maestro-esclavo esto quiere decir que podemos tener varios maestros controlando a uno o varios esclavos. Este protocolo es de gran ayuda, para el uso de algunos microcontroladores para poder registrar los datos en una sola memoria y poder visualizar toda la información en una sola pantalla.

El funcionamiento eléctrico en ambas líneas de señal SCL y SDA requiere resistencias pull-up de 4k7 o 1k hacia VCC, con estas resistencias de menor capacidad ayudaran con la velocidad de los flancos de subida y poder transmitir la información mucho más rápida, todo dispositivo electrónico conectado a estos pines es de open drain (drenador abierto), el bus I2C trabaja con lógica positiva, esto significa que cuando se encuentra en nivel alto corresponde a un 1 lógico (5V) y un nivel bajo a un 0 lógico (masa). Para funcionamiento de comunicación entre los dispositivos con I2C, el maestro es el que siempre genera la señal de reloj SCL y la transmisión de datos enviando la dirección del esclavo con quien se quiere comunicar para generar la transferencia.

La información que se transmite son mensajes que están divididos en tramas, cada trama ocupa una dirección la cual lleva la dirección binaria del esclavo, estos mensajes contienen las condiciones de START y STOP, de lectura y escritura de bits y los ACK y NACK, todo este parámetro lo lleva el bloque de datos.

La condición de arranque o de START lo genera el maestro que indica la proceso de comenzar la transferencia de datos y los esclavos comienzan a detectar la señal y se ponen a la disposición del maestro. La señal SDA se pone a nivel lógico bajo cuando la señal SCL está a nivel lógico alto.

Cuando termina el proceso de transferencia de los datos se activa la condición de parada (STOP) y esto lo genera el maestro. La señal SDA se cambia a nivel alto cuando SCL está a nivel alto.

3.6. Protocolo de Comunicación SPI

La comunicación SPI es un protocolo de Interfaz Serial Periférica sincrónico que trabaja a full-dúplex, con una tasa de transmisión y recepción a alta velocidad tiene la misma funcionalidad que la comunicación I2C, ambas protocolo trabajan con arquitectura tipo maestro-esclavo.

La función principal del SPI es el saber seleccionar o señalar de uno a varios módulos periféricos al mismo tiempo, manejando a la vez el referente del pin de habilitación CS [6], que vincula e inhabilita la acción del punto de conexión con el cual se quiere informar y a la vez indicar una proporción con que el que se desea informar la señal del reloj, el cual va a informar los datos que se deberá leer por medio del dispositivo.

El bus SPI establece las 4 vías primordiales de la comunicación que ejerce una sincronización [7] y a su vez la transmisión [8] de información de datos donde la ordenación de los módulos periféricos alcanza el modo maestro o esclavo [9].

Estas señales son las siguientes:

SCLK (Reloj de sincronización) [10], es el que se encarga de generar el pulso que marca la sincronización enviada por el maestro.

MISO (Salida del Esclavo), esta señal corresponde a la señal que lleva los bits que proviene del Esclavo hacia el dispositivo [11], es aquí donde recibimos los datos de los otros dispositivos periféricos.

MOSI (Salida de datos del Maestro) [12], esta señal se encarga en la comunicación entre el maestro y esclavo.

CS (Select Slave) [13], esta señal sirve para habilitar un esclavo o para que el máster le ordene al esclavo que se active.

Para el funcionamiento del Bus SPI, el maestro mantiene en estado HIGH todas las señales CS. Cuando el maestro quiere establecer una comunicación con el esclavo se coloca en estado LOW la señal CS que corresponda, indicando al esclavo comience la comunicación [14].

Por cada pulso de la señal de reloj, el flanco de subida, el dispositivo maestro envía un bit del esclavo y a la vez que recibe un bit del esclavo seleccionado [15], como lo indica en la figura 3.11.



Figura 3.11 Funcionamiento de la Comunicación SPI.

CAPITULO 4

4. VERIFICACIÓN DE DATOS

Según los datos adquiridos por los sensores en pacientes sanos, no todos llevan una misma frecuencia de marcha debido a que unos caminan de manera rápida o de manera lenta por lo cuanto se deberá establecer un algoritmo para poder lograr el encendido automático.

Como se visualiza en la figura 4.1 y 4.2, identificamos el bloque controlador y el bloque de almacenamiento junto con el bloque actuador respectivamente, el dispositivo está constituido por una PCB de 7.14cm x 4.22cm, encapsulada en un contenedor impreso en 3D, sostenida por una cinta de velcro agarrada al tobillo del paciente. Estará energizado con una batería de Li-PO de 3v7 V, conectado a un switch para evitar el consumo de energía y facilitar el encendido del mismo.



Figura 4.1 Cara Superior (Top)



Figura 4.2 Cara Inferior (Bottom)

Al momento de tener el dispositivo final, se comenzó la prueba y verificación del mismo en pacientes sanos sin crisis de FOG para validar los estímulos otorgados por los motores vibratorios en los lugares más sensibles del pie, debido a que esto serviría para poder realizar pruebas en pacientes de Parkinson con crisis de FOG al momento del congelamiento de la marcha.

Los datos adquiridos por los sensores de presión y del acelerómetro que fueron registrados en el bloque de almacenamiento, la cual ayudará para un post-procesamiento para el estudio del progreso de la Enfermedad de Parkinson y con ello poder mejorar el encendido de los motores vibratorios de forma automática.

Se pudo comprobar que los pacientes sanos son sensibles a los estímulos vibratorios en las extremidades inferiores del pie.

4.1 Pruebas en pacientes sanos

Las pruebas realizadas durante la etapa del proyecto fueron experimentadas con personas del sector estudiantil de la Universidad de Guayaquil de la Facultad de Medicina, como se indica el listado de pacientes sano en la tabla 4.1, dichos estudiantes se ofrecieron de voluntarios, y así mismo contribuyeron con los datos que se requerían.

	Edad (años)	Actividades extracurricular	Enfermedades	Presencia de FOG
Paciente sano #1	25	Deportista	Asma	No
Paciente sano #2	23	Trabajador	Migraña	No
Paciente sano #3	27	Deportista	Estrabismo	No
Paciente sano #4	24	Estudiante	Rinitis	No
Paciente sano #5	25	Estudiante	Gastritis	No

Tabla 4.1 Tabla de Datos de Pacientes Sanos para las Pruebas

4.2 Diseño de Prueba

Los experimentos fueron hechos en pacientes estudiantiles que consistió en realizar una caminata en línea recta con una distancia de 12mts, luego realizaba un giro hacia la derecha de 90 grados y avanza 2mtrs hasta el final de la acera, como se visualiza en la figura 4.3, cuyo camino presentaba protuberancias mientras el paciente caminaba. La finalidad de esta prueba es de validar el funcionamiento del dispositivo en base a los estímulos vibratorios que se utilizó para realización del mismo logrando la correcta aceptación de los datos.

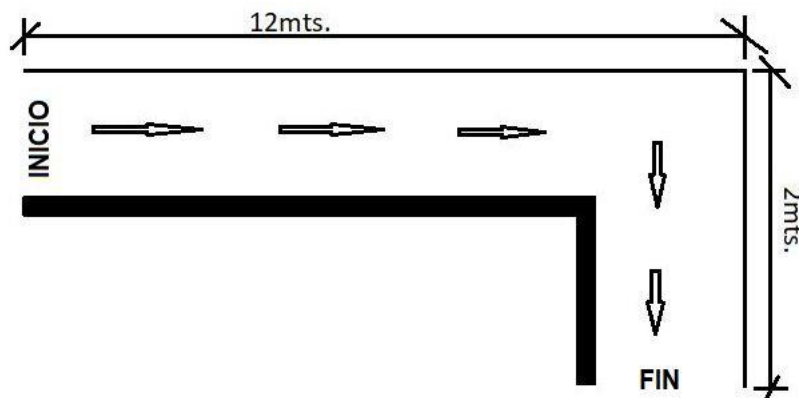


Figura 4.3 Recorrido usado para la prueba

Estas pruebas dieron como base que los datos adquiridos y los experimentos realizados den como conclusión que el paciente llegó a un nivel medio con el estímulo impulsado por el módulo, de tal manera dando la posibilidad de alterar la duración de las vibraciones y con la estimulación esta sea modulable, para poder variar la duración de la señal del motor al momento del encendido y por un tiempo de un segundo. Estas muestras fueron tomadas en base con pruebas a pacientes sanos para llegar al estudio en pacientes con PD-FOG.

La prueba se realizó en los pacientes sanos, mediante el recorrido con el dispositivo en el tobillo, en el momento que el paciente pulsó el mismo por medio del pulsador para la activación de los motores (modo ON), estos comenzaron a las estimulaciones en el pie y luego de un instante este paciente pulsa para el apagado de los motores (modo OFF), donde no necesariamente se debe seguir el orden de prueba en manera viceversa ON – OFF u OFF -ON, con el fin de reducir la alteración del paciente al momento de producir lo estímulos vibratorios.

Analizado las pruebas en pacientes sanos y determinando las ubicaciones aptas de los micromotores establecidas en el Capítulo 3 y en la colocación de los estimuladores (ver figura 3.8), junto a esto se realizó las pruebas de órdenes de encendido con sus respectivos ciclos de trabajo como se indica en la figura 4.4.

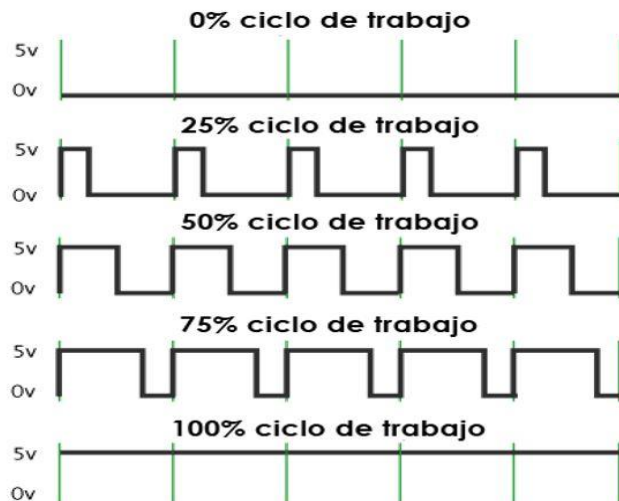


Figura 4.4 Ciclo de Trabajo PWM

Los resultados que se obtuvieron durante las pruebas realizadas se determinaron que el 50% y el 100% son de gran percepción y un mejor estímulo al momento de la aplicación por medio de las opiniones obtenidas, se llegó a concluir que la optimización satisfactoria y para un mejor estímulo es con un ciclo de trabajo de 50% (2.75V) para evitar problemas de descarga de batería y molestia en el pie debido a la frecuencia que trabaja los motores.

En la figura 4.5 nos muestra como es la aceleración de un paciente sano durante un intervalo de tiempo, indicando que los picos son debido a que ejerce una caminata demasiado rápida sin mantener una pausa alguna.

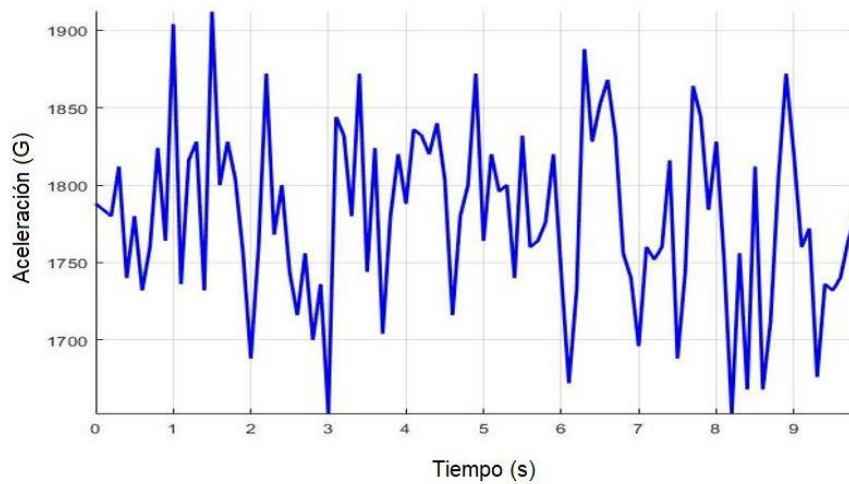


Figura 4.5 Aceleración del paciente Aceleración vs Tiempo

Con estas pruebas realizadas, se pudo validar el funcionamiento de los micromotores vibratorios y obtener los resultados por medio de los sensores de aceleración al momento de realizar su respectiva activación, donde se pudo diferenciar al paciente cuando se encuentra en estado de reposo como se muestra en la figura 4.6, y el momento cuando comienza a estimular, debido que produce una reducción de aceleración en la marcha cuando está caminando manteniendo una caminata coordinada y pausada (figura 4.6), se consideró todos estos datos del pie derecho.

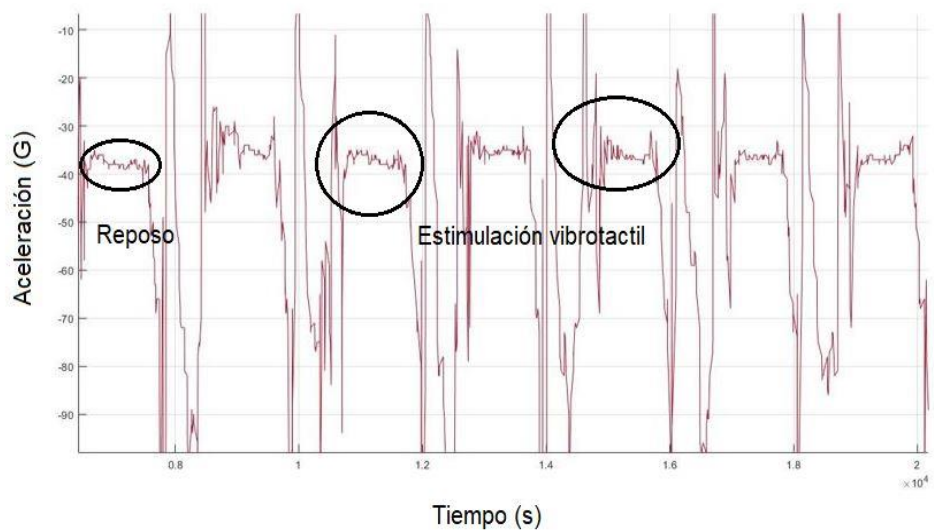


Figura 4.6 Aceleración en el eje y del Aceleración vs Tiempo

CONCLUSIONES

- Como conclusión el dispositivo electrónico otorgó, la estimulación vibro-táctil adecuada en pacientes sanos, el cual es beneficioso en paciente con Parkinson al momento de crisis de FOG y así mismo siendo una nueva terapia de ayuda para los pacientes de Parkinson.
- La implementación en montaje superficial ayudo a la reducción de espacio en el diseño y en las dimensiones de la PCB, al momento de ser embebido en el zapato para que tenga una mejor comodidad al momento de iniciar la marcha.
- Las estimulaciones vibro-táctiles resultará de ser como método alternativo para mejorar la marcha del paciente de Parkinson, que ayuda y evita el uso de otros sentidos que no sean de la vista ni la audición que son usados en otros métodos alternativos.
- Las estimulaciones otorgadas por los motores vibratorios, se considera que no son dañinos en su aplicación a largo plazo, que por medio de pruebas se proporcionó ordenes de encendido con ciclo de trabajo de los motores a un 50%, y que son perceptibles a los pacientes al momento de su aplicación
- Los experimentos efectuados de los estímulos en los pacientes sanos se los realizó en las extremidades inferiores del pie, demostrando que no existe ninguna molestia y afirmando las sensaciones vibratorias en el pie.
- Gracias al sensor IMU con integración de un acelerómetro y giroscopio que son colocados en la parte central del pie y lo datos arrojados el mismo, ayudará a determinar un algoritmo en la detección del paciente cuando tenga un episodio de FOG.

RECOMENDACIONES

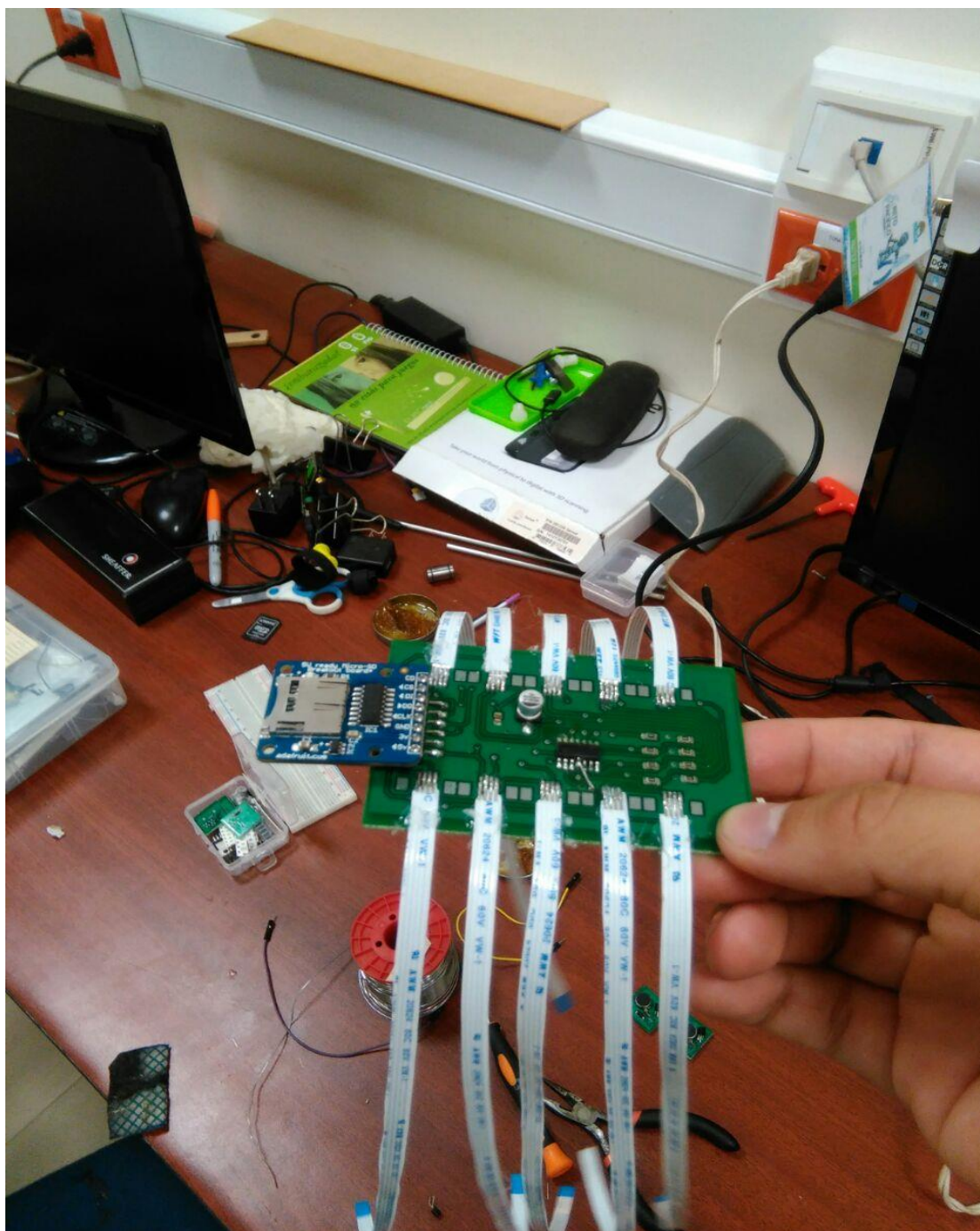
- Se recomienda encerrar el dispositivo acelerómetro, siempre y cuando se varíe el ángulo de inclinación de la superficie que se va a iniciar la marcha del paciente, por defecto el dispositivo esta para superficies planas.
- Uno de los principales análisis del dispositivo fue el desarrollo del tamaño del encapsulado debido a que facilita a reducir el dispositivo para poder ser embebido en el zapato y así mismo este pueda ser usado por cualquier paciente.
- Se recomienda usar una batería externa exclusivamente para alimentar los motores implementados, para evitar sobrecarga en los pines del módulo MKR1000 reduciendo daños y asegurando funcionamiento óptimo en la alimentación y evitar la descarga rápida cuando se aplican los estímulos.
- Otro punto que se debe mejorar es el bloque de encendido debido que se lo realiza por comunicación Wifi (ON/OFF) por medio de un pulsador, sin embargo, sería más recomendable realizar la activación automática de los motores vibratorios cuando se presente la crisis de FOG.
- Se recomiendo tener un zapato médico de filamento flexible impreso en 3D para las pruebas futuras, debido son recomendables en la parte médica.

BIBLIOGRAFÍA

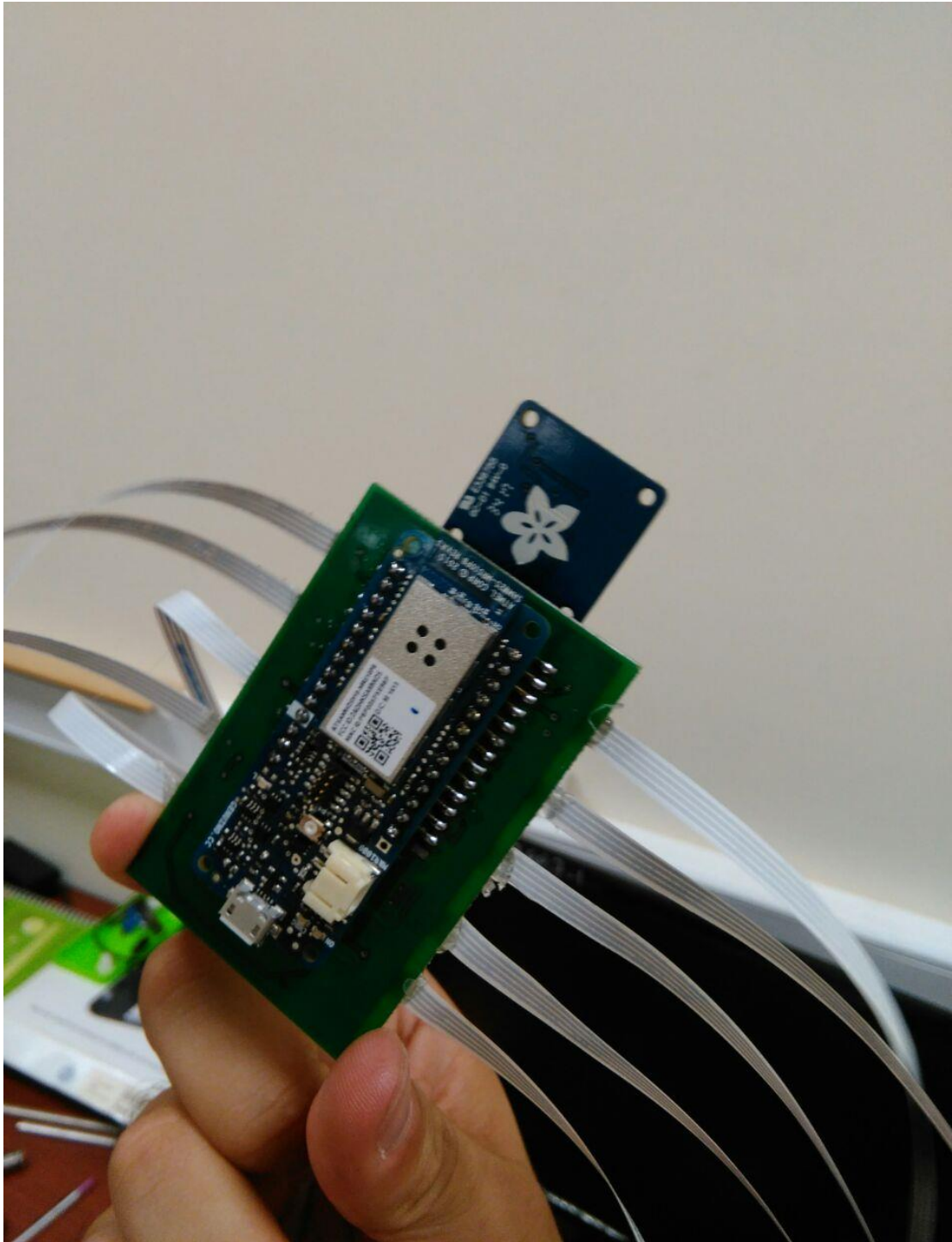
- [1] D. d. Redaccion, «Editorial El Telegrafo,» 11 Abril 2017. [En línea]. Available: <https://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/sociedad/4/el-parkinson-una-enfermedad-que-afecta-a-6-5-millones-de-personas-en-el-mundo>. [Último acceso: 25 Septiembre 2017].
- [2] Jeff, «CCM Salud,» 5 Enero 2015. [En línea]. Available: <http://salud.ccm.net/faq/21436-corporusculos-de-pacini-definicion>. [Último acceso: 17 Junio 2017].
- [3] J. Ruiz de Garibay, «Slide Share,» 2014. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/JonathanRuizdeGaribay/09bcomunicacin-i2-cyspi-9769471>. [Último acceso: 6 Enero 2018].
- [4] E. Crespo , «Aprendiendo Arduino,» 14 Noviembre 2016. [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/14/bus-i2ctwi/>. [Último acceso: 6 Enero 2018].
- [5] K. Navarro, «Panamahitek,» 15 Octubre 2014. [En línea]. Available: <http://panamahitek.com/como-funciona-el-protocolo-spi/>. [Último acceso: 8 Enero 2018].
- [6] Orlando, «Hetpro-Store/ Tutoriales,» 25 Abril 2014. [En línea]. Available: <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/modulo-acelerometro-y-giroscopio-mpu6050-i2c-twi/>. [Último acceso: 15 Marzo 2017].
- [7] K. N. P. Wynfree, «ProQuest LLC,» 17 Enero 2013. [En línea]. Available: <https://pqdtopen.proquest.com/doc/1459746913.html?FMT=ABS>. [Último acceso: 23 Octubre 2017].
- [8] D. Vaca Benavides y G. Arguello Andrade, «Academia,» 2014. [En línea]. Available: https://www.academia.edu/27529144/DISPOSITIVOS_DE_ESTIMULACION_VIBROTACTIL_PARA_PACIENTES_DE_PARKINSON_CONGELAMIENTO_DE_LA_MARCHA. [Último acceso: 10 Noviembre 2017].
- [9] Arduino, «Arduino-SPI Library,» [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Reference/SPI>. [Último acceso: 10 Enero 2018].
- [10] A. Stackexchange, «Stackexchange,» [En línea]. Available: <https://arduino.stackexchange.com/questions/14208/making-cs-chip-select-work-in-spi-for-and-sd-card-and-oled>. [Último acceso: 23 Octubre 2017].

- [11] L. Ada y T. Dicola, «Adafruit,» [En línea]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-micro-sd-breakout-board-card-tutorial>. [Último acceso: 13 Noviembre 2017].
- [12] Naylamp Mechatronics, «Naylamp Mechatronics,» [En línea]. Available: Naylamp Mechatronics. [Último acceso: 13 Noviembre 2017].
- [13] L. Carrion, D. Ochoa y J. A. Valverde, «National Instrument,» [En línea]. Available: http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robotica/nap/nap_fsr.pdf. [Último acceso: 15 Noviembre 2017].
- [14] E. Crespo, «Aprendiendo Arduino,» 13 Noviembre 2016. [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/13/bus-spi/>. [Último acceso: 16 Enero 2018].
- [15] Adafruit, «Adafruit,» [En línea]. Available: <https://learn.adafruit.com/force-sensitive-resistor-fsr/using-an-fsr>. [Último acceso: 17 Noviembre 2017].
- [16] L. Llamas, «Luis Llamas,» [En línea]. Available: <https://www.luisllamas.es/arduino-spi/>. [Último acceso: 26 Enero 2018].
- [17] InvenSense, «TDK,» [En línea]. Available: <https://www.invensense.com/>. [Último acceso: 8 Agosto 2017].
- [18] Arduino, «Arduino,» [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mkr1000>. [Último acceso: 12 Septiembre 2017].
- [19] I. Electronics, «Interlink Electronics,» [En línea]. Available: <https://www.interlinkelectronics.com/>. [Último acceso: 14 Enero 2018].
- [20] P. MicroDrives, «Precision MicroDrives,» 2011. [En línea]. Available: <https://www.precisionmicrodrives.com/vibration-motors/coin-vibration-motors>. [Último acceso: 8 Julio 2017].

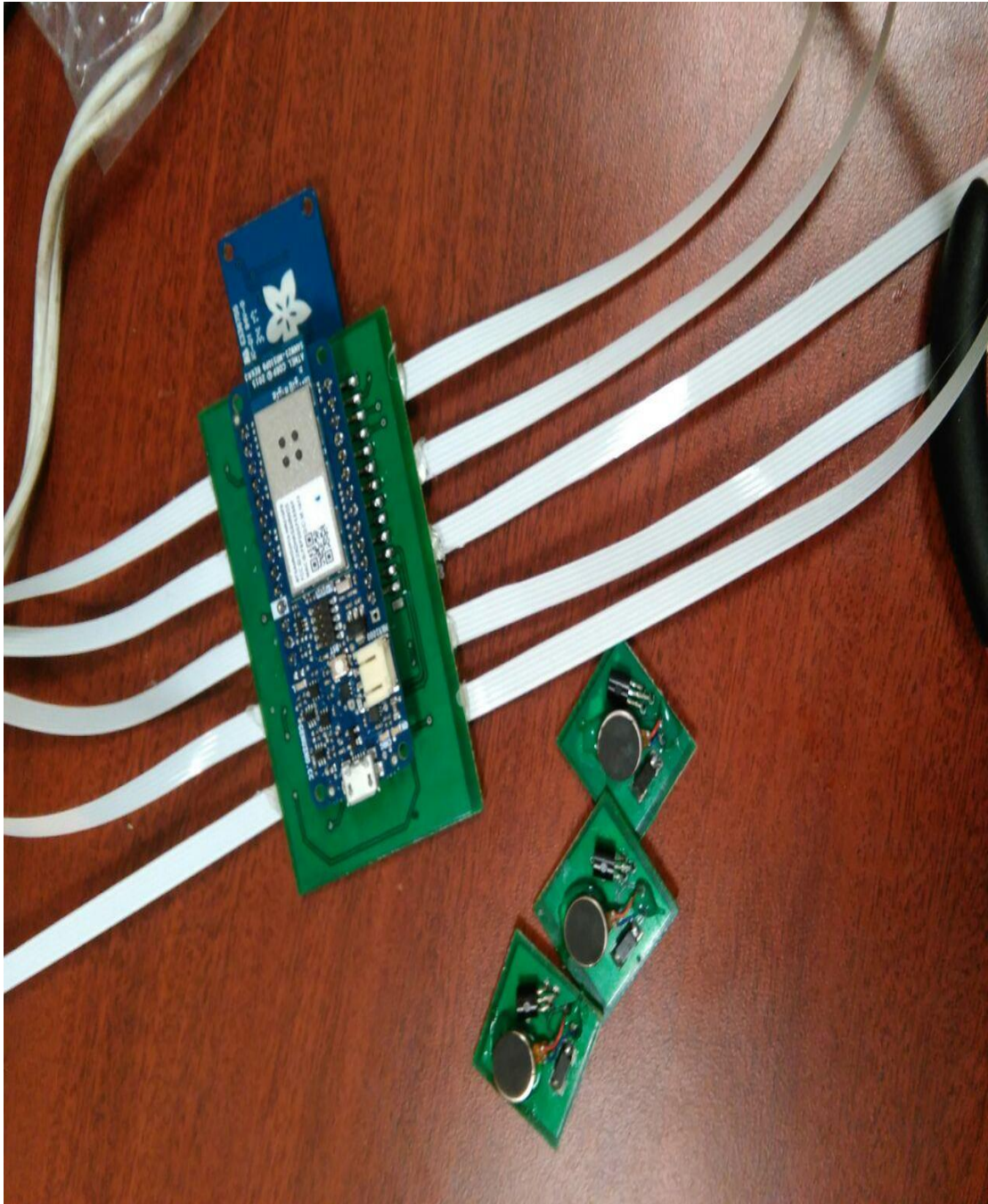
ANEXOS



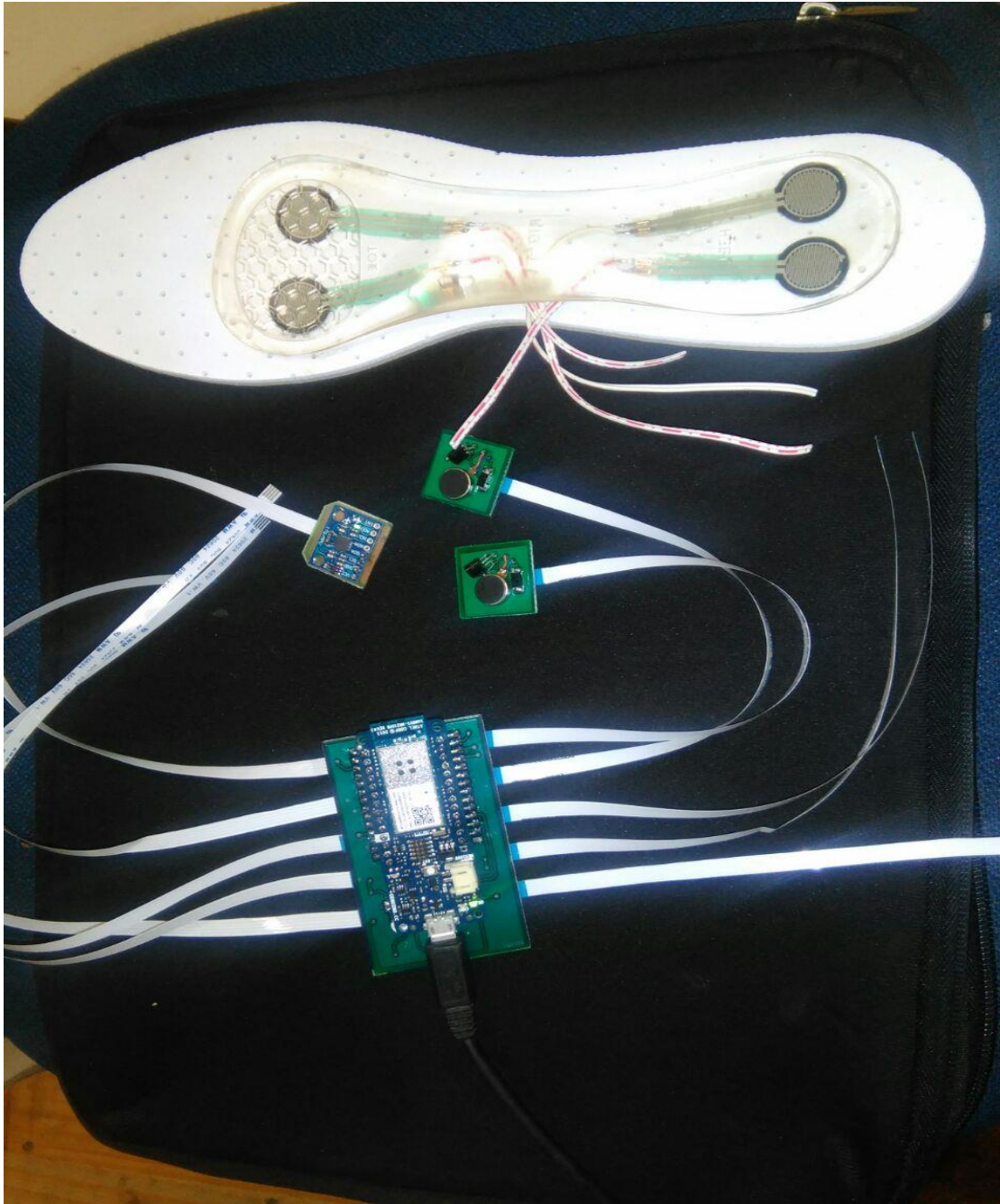
Anexo 0.1 Elaboración e Implementación del Primer Prototipo



Anexo 0.2 Implementación del Bloque de Control y Procesamiento y Almacenamiento



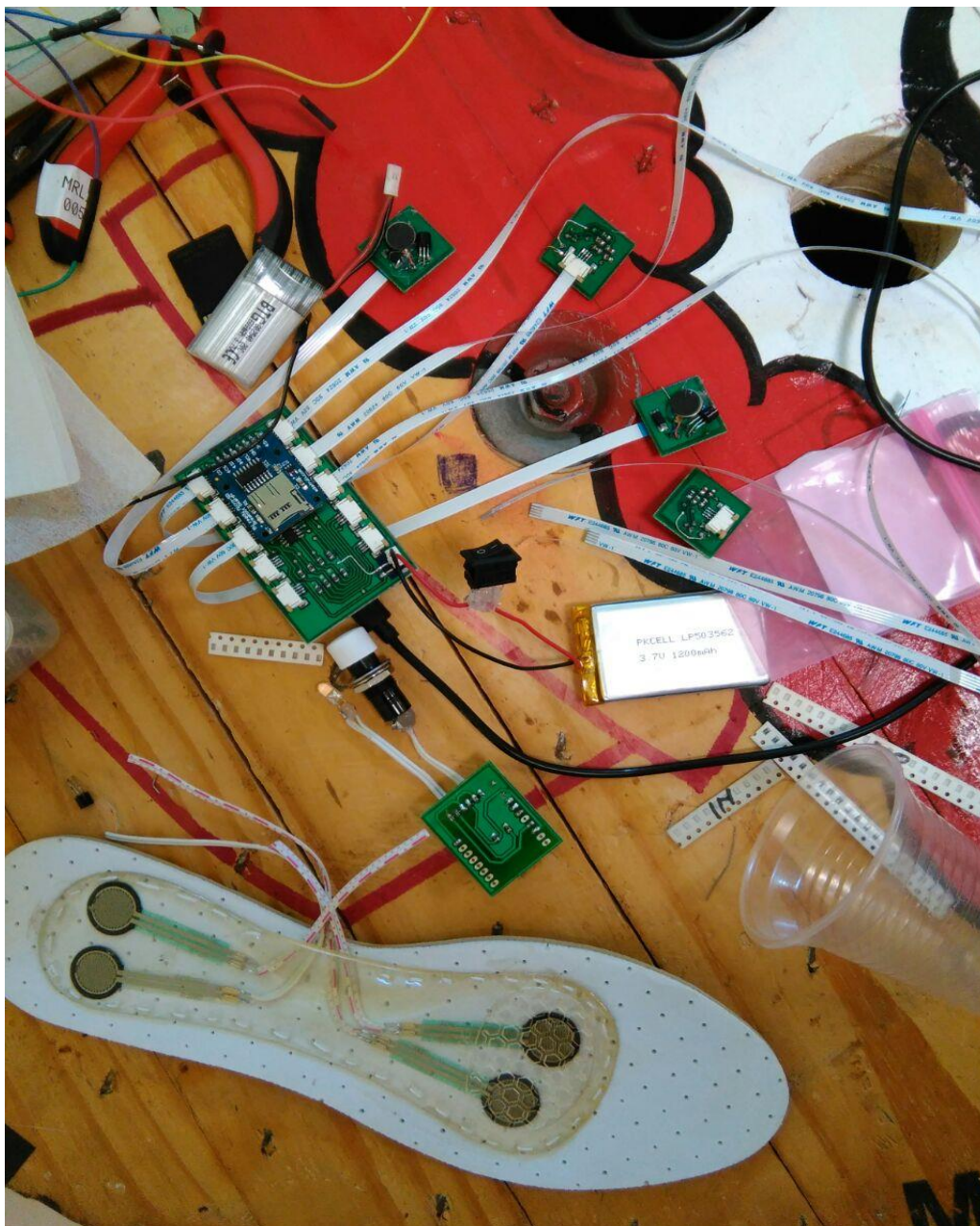
Anexo 0.3 Implementación en Montaje Superficial



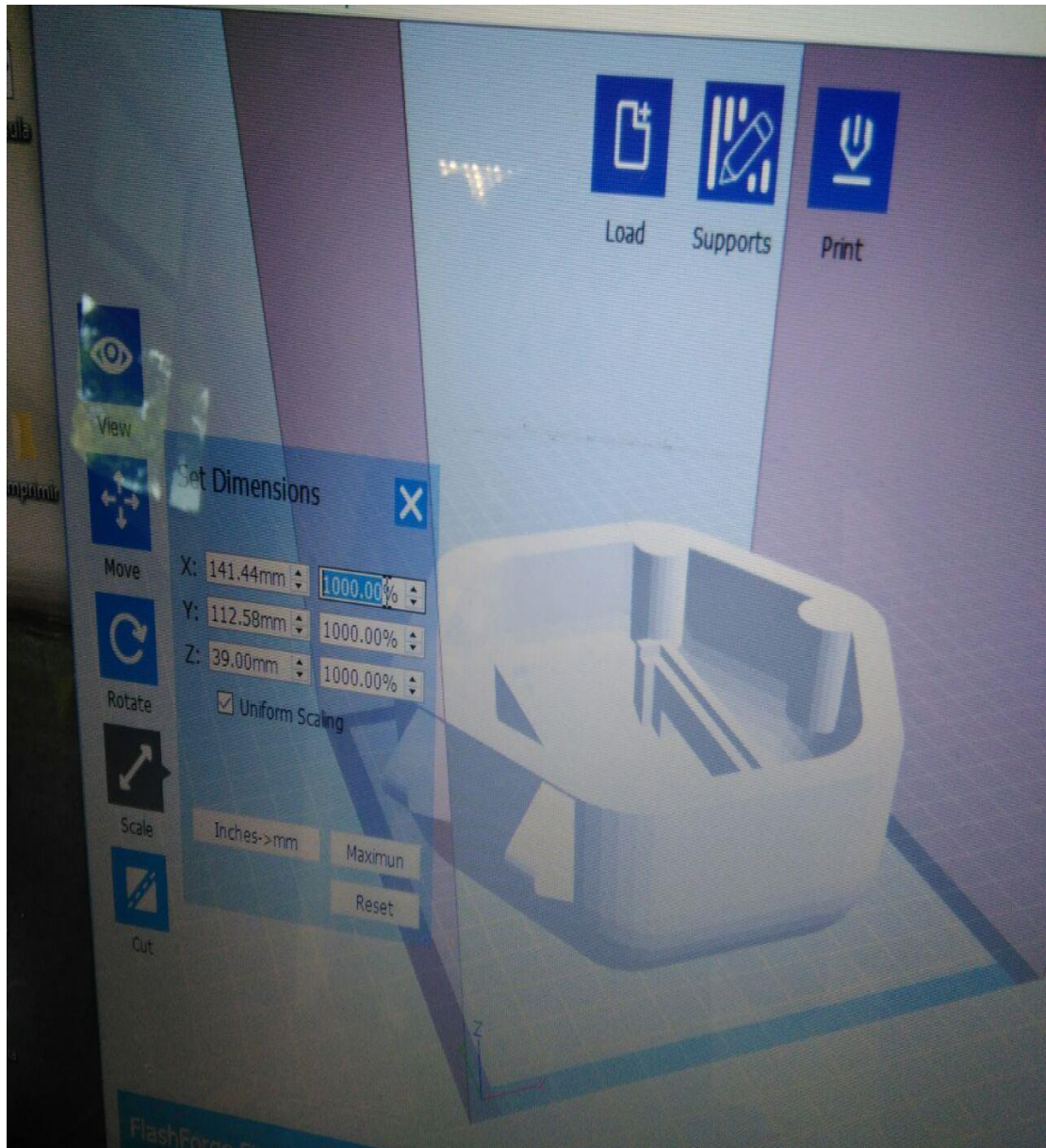
Anexo 0.4 Diseño del Bloque de Adquisición de Datos (Acelerómetro y Sensor de Fuerza)



Anexo 0.5 Funcionamiento Total del Dispositivo Electrónico



Anexo 0.6 Diseño de la Comunicación Wifi para los Estímulos Vibratorios



Anexo 0.7 Proceso del Diseño de Encapsulado para el Dispositivo



Anexo 0.8 Diseño Final del Encapsulado



Anexo 0.9 Diseño e Implementación y Funcionamiento del Dispositivo Electrónico