

**Dispositivo de estimulación eléctrica para tratamiento de pacientes con patología de pie  
caído**

Andrés Felipe Mancilla Jerez

Jonathan Pabón Prieto

Trabajo de Grado para optar al título de Ingeniero Electrónico

**Director**

Jorge Eduardo Quintero Muñoz

Ingeniero Electricista, Esp.

**Codirector**

Jaime Guillermo Barrero Perez

Ingeniero Electricista, MS.c

**Universidad Industrial de Santander**

**Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas**

**Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones**

**Bucaramanga**

**2021**

### **Dedicatoria**

Dedicamos este proyecto a todas esas personas que sufren la patología de pie caído y esperamos que este dispositivo pueda servir para mejorar la calidad de vida de ustedes. Gracias por ser ejemplo de resiliencia.

A Dios que me permitió estar en una universidad tan prestigiosa como lo es la UIS, también por haberme dado las fuerzas para continuar y llegar hasta este punto de mi vida profesional.

Dedico este gran logro a mis abuelos, mi madre y mi familia, por el apoyo moral, sentimental y espiritual que tuvieron conmigo durante todo mi proceso de formación, porque aún cuando estaba en los momentos mas difíciles me impulsaron para llegar al final de esta meta.

Quiero agradecer también a nuestros directores por su dedicación, tiempo y experiencia porque gracias a ellos esto fue posible.

Por último quiero agradecer a mis amigos Andrés P., Jefer A., Camilo R., Leonel C., Carlos R., Ivan P., Jonathan P. y Lineth O. Gracias por el apoyo prestado durante toda mi carrera, gracias a ustedes conocí el verdadero sentido de la hermandad, gracias por haberme hecho sentir parte de una familia.

Finalmente, un eterno agradecimiento a mi novia Yes que estuvo junto a mí en todo momento brindándome su apoyo incondicional. Gracias por acompañarme en este camino y darle luz a mi vida.

**Andrés Felipe Mancilla Jerez**

Dedico este proyecto a cada una de las personas que estuvieron presentes durante este proceso, familiares y amigos.

Principalmente lo dedico a mis papás, pilares importantes en mi vida, ya que estuvieron presionando insistentemente durante mi proceso de estudio y quienes, a pesar de las circunstancias, me brindaron los recursos necesarios para el desarrollo de mi carrera. Les estaré eternamente agradecido.

A mi hermana, por cada cana y cada risa que me sacó en el momento menos pensado. Gracias por la paciencia.

A mi madre que siempre estuvo preguntando ¿Cuándo se gradúa?. Ahora si fue!

A esos compañeros de batallas, de dolores de cabeza, de risas, de estudio y de crecimiento. Willian, Jesenia, Leonel, Lineth, Andrés, Camilo y Jefferson. Y a Yes por compartir estos últimos años con nosotros.

A mi gran amigo y compadre, compañero de proyecto, Andrés Felipe Mancilla Jerez, por tanto aguante durante estos años de paso por la Universidad, por compartir su conocimiento y experiencias y por la dedicación hasta el final. Muchas gracias.

Dedico este proceso y logro a mi prometida *Maria Lucia* por permanecer a mi lado y brindarme la energía necesaria para no desfallecer. Por hacerme saber que siempre que me propongo algo, trabajo hasta que lo consigo. Por el apoyo en cada uno de los momentos y situaciones por las que pasamos. Por tantas alegrías y aventuras. Un logro más para nuestro proyecto de vida.

**Jonathan Pabón Prieto**

### **Agradecimientos**

A la Universidad Industrial de Santander por abrirnos sus puertas para formarnos académicamente, también a nuestros directores y maestros que con sus enseñanzas, nos formaron y guiaron durante el paso por esta etapa de la vida.

Así mismo, a todas las personas que con su invaluable esfuerzo contribuyeron en el desarrollo de este proyecto, pues a pesar de la emergencia sanitaria por el COVID-19, siempre estuvieron presentes brindando orientación y apoyo.

Finalmente, a nuestros futuros colegas que por medio de las discusiones e intercambio de saberes permitieron consolidar mayores aprendizajes.

## Tabla de Contenido

<b>Introducción</b>	<b>16</b>
<b>1. Objetivos</b>	<b>17</b>
1.1. Objetivo general	17
1.2. Objetivos específicos	17
<b>2. Fundamentación teórica.</b>	<b>18</b>
2.1. Patrón de marcha	18
2.1.1. <i>Definición</i>	18
2.1.1.1. Fase 1: Doble apoyo posterior impulso	19
2.1.1.2. Fase 2: Primer doble apoyo	19
2.1.1.3. Fase 3: Segundo doble apoyo	19
2.1.1.4. Fase 4: Segundo apoyo unilateral	19
2.2. Pie caído.	19
2.3. Estimulación eléctrica funcional.	20
2.4. Carta de puntos motores para la dorsiflexión.	21
2.5. Dispositivos comerciales.	22
2.5.1. <i>Walkaide®ACP</i>	22
2.5.2. <i>XFT-2001D</i>	22

<b>3. Diseño del prototipo</b>	<b>24</b>
3.1. Diagrama de bloques	24
3.1.1. <i>Microcontrolador</i>	25
3.1.1.1. ESP-WROOM32	25
3.1.2. <i>Sensado</i>	27
3.1.2.1. MPU6050	27
3.1.3. <i>Alimentación</i>	27
3.1.3.1. Batería 18650	28
3.1.3.2. Regulador AMS1117	28
3.1.4. <i>Potencia</i>	30
3.1.4.1. Núcleo de ferrita	30
3.1.4.2. Transistor IRFZ44N	31
<b>4. Diseño del circuito impreso (PCB) y construcción del prototipo.</b>	<b>33</b>
4.1. Esquemáticos	33
4.2. Circuito impreso	36
4.2.1. <i>Montaje final de la placa impresa</i>	38
4.2.2. <i>Diseño de la caja para el prototipo</i>	38
4.3. Montaje final	41
4.4. Calibración del sensor MPU6050.	44
4.5. Pruebas del circuito de potencia.	47

4.5.1. <i>Transformador de pulsos</i>	47
4.5.2. <i>Estimulador Eléctrico Funcional</i>	48
4.5.2.1. Simulación	48
4.6. Validación del sistema de control.	50
4.6.1. <i>Diseño del algoritmo para calcular los máximos y los mínimos</i>	51
4.7. Conexión con la página web	54
4.7.1. <i>Página Web</i>	54
4.7.2. <i>Protocolo de comunicación</i>	58
4.7.3. <i>Base de datos</i>	59
4.8. Tabla de costos del prototipo	62
<b>5. Validación de resultados</b>	<b>64</b>
5.1. Validación del goniómetro del dispositivo	65
5.2. Validación del sistema de control y comunicación con la página web	66
5.3. Validación del circuito de potencia	67
<b>6. Trabajo futuro</b>	<b>70</b>
<b>7. Conclusiones</b>	<b>71</b>
<b>Referencias Bibliográficas</b>	<b>72</b>
<b>Apéndices</b>	<b>74</b>

**Lista de Figuras**

Figura 1.	Ciclos de la marcha humana (Plano sagital).	18
Figura 2.	Ilustración del pie caído.	20
Figura 3.	Carta de puntos motores musculares.	21
Figura 4.	Dispositivo Walkaide®.	22
Figura 5.	Dipositivo XFT-2001D.	23
Figura 6.	Diagrama de bloques general.	24
Figura 7.	Modulo ESP-WROOM32.	26
Figura 8.	Acelerómetro MPU6050	27
Figura 9.	Batería 18650 3.7[V] 6800[mAh]	28
Figura 10.	Regulador del voltaje AMS1117	29
Figura 11.	Núcleo de ferrita	31
Figura 12.	Transistor IRFZ44N	31
Figura 13.	Esquemático de la batería	33
Figura 14.	Esquemático del regulador	34
Figura 15.	Esquemático de la ESP32	35
Figura 16.	Esquemático del circuito de potencia.	35
Figura 17.	Montaje en EAGLE de la tarjeta con sus respectivas dimensiones.	36

Figura 18.	Apariencia del prototipo final antes de la impresión en la capa top.	37
Figura 19.	Apariencia del prototipo final antes de la impresión en la capa bottom.	37
Figura 20.	Circuito impreso en físico	38
Figura 21.	Montaje final de la placa impresa	38
Figura 22.	Vista de la cara inferior	39
Figura 23.	Vista de la cara lateral izquierda	39
Figura 24.	Vista de la cara frontal	40
Figura 25.	Vista de la cara lateral derecha	40
Figura 26.	Vista 3D de la tapa	41
Figura 27.	Vista 3D de la caja	41
Figura 28.	Prototipo final en vista frontal.	42
Figura 29.	Prototipo final en vista lateral.	43
Figura 30.	Prototipo final en vista posterior.	44
Figura 31.	Vectores de aceleración. Tomado de InvenSense (2012)	45
Figura 32.	Código en Arduino para la conversión de los ángulos	45
Figura 33.	Filtro complementario para señal de ángulos	45
Figura 34.	Curva de calibración del sensor MPU6050	46
Figura 35.	Patrón de marcha	47
Figura 36.	Esquemático simulación estimulador eléctrico funcional	49
Figura 37.	Resultado simulación con impedancia de carga $R = 1[k\Omega]$ y $C = 0.1 [\mu F]$	49
Figura 38.	Resultado simulación con impedancia de carga $R = 5[k\Omega]$ y $C = 0.1 [\mu F]$	50

Figura 39.	Resultado simulación con impedancia de carga $R = 10[k\Omega]$ y $C = 0.1 [uF]$	50
Figura 40.	Sentido de la curva	52
Figura 41.	Determinar el sentido de la secuencia de datos	52
Figura 42.	Cálculo del máximo valor	53
Figura 43.	Cálculo del mínimo valor	54
Figura 44.	Página de acceso/registro	56
Figura 45.	Página principal	57
Figura 46.	Comunicación en tiempo real del patrón de marcha	57
Figura 47.	Comunicación en tiempo real del pulso de control	58
Figura 48.	Protocolo de comunicación	59
Figura 49.	Comunicación exitosa con el servidor	59
Figura 50.	Interfaz xampp	60
Figura 51.	Interfaz base de datos	61
Figura 52.	Conexión con la base de datos	61
Figura 53.	Añadir datos a la base de datos	62
Figura 54.	Modelo del prototipo como caja negra	64
Figura 55.	Modelo de miembro inferior mostrando ángulo de interés	65
Figura 56.	Goniómetro utilizado para caracterizar el sensor MPU6050	65
Figura 57.	Curva de caracterización	66
Figura 58.	Visualización del patrón de marcha y del pulso de control en la página web	67

Figura 59.	Resultado implementación con impedancia de carga $R = 1[k\Omega]$ y $C = 0.1 [uF]$	68
Figura 60.	Resultado implementación con impedancia de carga $R = 5[k\Omega]$ y $C = 0.1 [uF]$	68
Figura 61.	Resultado implementación con impedancia de carga $R = 10[k\Omega]$ y $C = 0.1 [uF]$	69
Figura 62.	Demostración agarre ergonómico	75
Figura 63.	Código QR de la carta de puntos motores musculares. Tomado de: <a href="https://www.electroterapia.com/figure/puntmus.gif">https://www.electroterapia.com/figure/puntmus.gif</a>	76
Figura 64.	Componentes del prototipo (vista superior)	76
Figura 65.	Componentes del prototipo (vista inferior)	77

**Lista de Tablas**

Tabla 1.	Especificaciones ESP-WROOM32.	26
Tabla 2.	Parámetros AMS1117.	30
Tabla 3.	Parámetros IRFZ44N.	32
Tabla 4.	Tabla de valores para la caracterización del sensor	46
Tabla 5.	Especificaciones transformador de pulsos	48
Tabla 6.	Tabla de costos de los materiales.	63

**Lista de Apéndices**

	<b>pág.</b>
Apéndice A. Manual de usuario	74
Apéndice B. Código HTML de la página de acceso/registro	78
Apéndice C. Código HTML de la página principal	82
Apéndice D. Hoja de estilos CSS de la página de acceso/registro	85
Apéndice E. Hoja de estilos CSS de la página principal	95
Apéndice F. Código JavaScript de la página de acceso/registro	101
Apéndice G. Código JavaScript de la página principal	104
Apéndice H. Código PHP de configuración de las credenciales de la base de datos	108
Apéndice I. Página PHP para el registro de valores en la base de datos	109
Apéndice J. Código de Arduino	111
Apéndice K. Código en arduino para el cálculo del tiempo de lectura de los datos por parte del sensor MPU6050	120

## Resumen

**Título:** Dispositivo de estimulación eléctrica para tratamiento de pacientes con patología de pie caído. \*

**Autores:** Andrés Felipe Mancilla Jerez y Jonathan Pabón Prieto. \*\*

**Palabras clave:** Pie caído, Estimulador eléctrico, Internet de las cosas, Página web, Dorsiflexión.

**Descripción:** El presente proyecto tuvo como finalidad diseñar e implementar un dispositivo electrónico de uso diario para personas con la patología de pie caído. Cabe señalar, que esta enfermedad consiste en la incapacidad de realizar la dorsiflexión del pie (llevar los dedos del pie a la parte frontal de la pierna).

En este sentido, el individuo se ve afectado de manera directa en la realización del desplazamiento y la marcha. En concordancia, la elaboración del dispositivo electrónico consta con una interfaz gráfica que está conectada a una página web, donde se puede visualizar y modificar variables tales como, la frecuencia y el ancho del pulso del estimulador eléctrico, además se distingue la gráfica del patrón de marcha y la gráfica donde se relacionan los pulsos enviados para la activación del estímulo. Finalmente, el dispositivo cuenta con un sensor que mide el ángulo de inclinación del pie con respecto al piso y el microcontrolador toma una decisión para activar el estimulador eléctrico y de esa manera poder corregir la marcha, para tener un manejo más personalizado de los valores obtenidos.

Se tiene una base de datos para cada paciente, con la finalidad de tener un ingreso histórico de las sesiones de terapia. El prototipo cuenta con un diseño impreso en 3D como parte visual del prototipo la cual permite adaptar los bloques internamente y ajustar las conexiones entre ellos de forma sencilla. Este diseño se adapta ergonómicamente a la pierna (a la altura del tobillo) y cuenta con su switch de encendido y el botón de puesta en marcha del código.

---

\* Trabajo de grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y telecomunicaciones. Director: Jorge Eduardo Quintero Muñoz, Especialista en Telecomunicaciones. Codirector: Jaime Guillermo Barrero, Magíster en Potencia Eléctrica.

### Abstract

**Title:** Electrical stimulation device to treat patients with drop foot pathology. \*

**Authors:** Andrés Felipe Mancilla Jerez and Jonathan Pabón Prieto. \*\*

**Keywords:** Drop foot, electrical stimulator, Internet of Things, Web page, Dorsiflexion.

**Description:** The purpose of this project was to design and implement an electronic device for daily use for people with foot drop pathology. It should be noted that this disease consists of the inability to dorsiflex the foot (bringing the toes to the front of the leg). In this sense, the individual is directly affected in the realization of the displacement and gait. Accordingly, the development of the electronic device consists of a graphical interface that is connected to a web page, where you can view and modify variables such as the frequency and pulse width of the electrical stimulator, also distinguishes the graph of the gait pattern and the graph where the pulses sent for the activation of the stimulus are related. Finally, the device has a sensor that measures the angle of inclination of the foot with respect to the floor and the microcontroller makes a decision to activate the electrical stimulator and thus be able to correct the gait, to have a more personalized management of the values obtained. There is a database for each patient, in order to have a historical record of the therapy sessions. The prototype has a 3D printed design as a visual part of the prototype which allows to adapt the blocks internally and adjust the connections between them in a simple way. This design is ergonomically adapted to the leg (at ankle height) and has its power switch and the start button of the code.

---

\* Trabajo de grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y telecomunicaciones. Director: Jorge Eduardo Quintero Muñoz, Especialista en Telecomunicaciones. Codirector: Jaime Guillermo Barrero, Magíster en Potencia Eléctrica.

## Introducción

La patología de pie caído también conocido como pie equino, es causada por múltiples factores entre los cuales se encuentra el des acondicionamiento físico debido a esclerosis múltiple, la atrofia muscular, la compresión del nervio ciático o incluso debido a un accidente Stewart (2008). Cabe destacar que esta enfermedad genera dificultad para la marcha y puede dar origen a problemas en las articulaciones.

Frente a este panorama, y sus diferentes escenarios, surge la necesidad de diseñar un dispositivo de estimulación eléctrica conectado a electrodos superficiales aplicando al miembro inferior corrientes que contraigan el pie y de esta manera logre la dorsiflexión de la extremidad durante la marcha, dando claridad que la extremidad inferior será sustituida por un modelo de impedancia con carga RC Lykken (1970) en paralelo que simula las características eléctricas de la extremidad.

Así mismo, se procedió la creación de un aplicativo web conectado a IoT con el fin de facilitar el acceso y presentar una interfaz amigable para su manejo y, posteriormente registrar y compartir la información adquirida durante el tratamiento con fines de estudio para el mejoramiento de la condición del paciente en el menor tiempo posible.

En este orden de ideas, el presente proyecto se encuentra estructurado en cinco capítulos de la siguiente manera. En el primer capítulo se encuentra lo concerniente a la fundamentación teórica. En el segundo capítulo se procedió a realizar el diseño del prototipo, en el cual se evidencian fórmulas y especificaciones utilizadas para la construcción del mismo. En el tercer capítulo se explica el diseño del circuito impreso, como también la cubierta externa del dispositivo que consta de una caja en impresión 3D, cuya función es portar de manera cómoda y ergonómica el dispositivo electrónico. Finalmente, en el último capítulo se centra en la validación de los resultados obtenidos mediante las pruebas realizadas.

## **1. Objetivos**

### **1.1. Objetivo general**

Diseñar e implementar un dispositivo de estimulación eléctrica enlazado por IoT que contribuya en al eficacia del tratamiento de la patología de pie caído.

### **1.2. Objetivos específicos**

- Elaborar un prototipo ajustable de estimulación eléctrica funcional (FES) conectado por IoT.
- Desarrollar una aplicación web, que cuente con una interfaz de fácil manejo e interpretación de los datos.
- Elaborar un prototipo económico y de facil manejo para rehabilitadores físicos y usuarios en general.

## 2. Fundamentación teórica.

### 2.1. Patrón de marcha

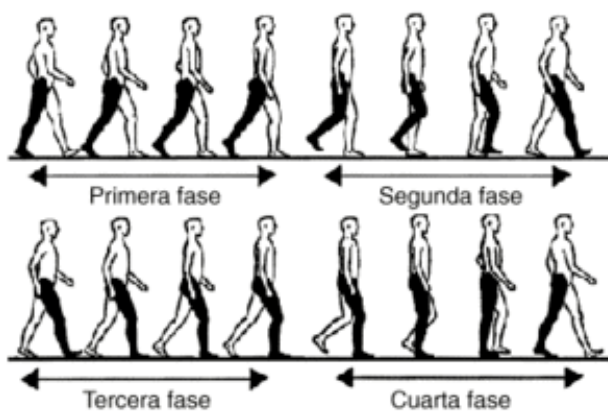
En el presente trabajo investigativo se tiene en cuenta el concepto de patrón de marcha con el fin de comprender las variables cinemáticas del pie Voegeli (2003) e identificar los datos a manejar en el dispositivo en construcción.

#### 2.1.1. Definición.

La marcha es el proceso de trasladar el cuerpo humano de un punto a otro en una posición recta teniendo en cuenta que el peso se ve soportado por los miembros inferiores Nogueras et al. (2011). Ahora, el concepto de patrón de marcha se caracteriza por el movimiento de las extremidades inferiores y también superiores al momento de caminar. En concordancia, existen 4 fases dentro del ciclo de la marcha humana (ver Figura 1). Estas fases son:

- Doble apoyo posterior al impulso.
- Primer doble apoyo.
- Segundo doble apoyo.
- Segundo apoyo unilateral.

Figura 1. Ciclos de la marcha humana (Plano sagital).



Tomado de: <https://multimedia.elsevier.es/PublicationsMultimediaV1/item/multimedia/13012714:176v2n1-13012714fig01.gif?idApp=UINPBA00004N>

**2.1.1.1. Fase 1: Doble apoyo posterior impulso.** Durante la primera fase se tiene el instante de tiempo donde el pie se inclina hacia adelante y se produce un comportamiento de flexión plantar de aproximadamente  $30^\circ$  respecto al piso (plano horizontal) y es apoyado en el primer metatarsiano, es decir, en ese momento comienza el despegue del pie del piso.

**2.1.1.2. Fase 2: Primer doble apoyo.** En la segunda fase, el pie hace el despegue completo del piso, la rodilla y la cadera se flexionan y todo el miembro inferior se despega y se desplaza hacia adelante. De esa manera, se produce una extensión completa del miembro inferior y ambos pies se encuentran apoyados, el primero de ellos apoyado en el talón y el otro apoyado en el primer metatarsiano.

**2.1.1.3. Fase 3: Segundo doble apoyo.** Para la tercera fase se presenta un momento que se puede denominar como el impacto del talón con el piso, debido a que este recibe todo el peso del cuerpo. A partir de ahí, el tobillo toma un ángulo de  $0^\circ$  en el comportamiento de flexión y el pie se mantiene elevado.

**2.1.1.4. Fase 4: Segundo apoyo unilateral.** Por último, en la cuarta fase, se apoya todo el peso en la planta del pie y el cuerpo se desplaza en el plano sagital para avanzar y de esa manera repetir el ciclo desde la fase 1.

## **2.2. Pie caído.**

La patología de pie caído o pie pendular (dificultad para realizar la dorsiflexión) es una condición que puede ser causada por múltiples factores como, esclerosis múltiple, atrofia muscular, la compresión del nervio ciático, un accidente cerebro vascular (ACV) o incluso debido a una fractura de los miembros inferiores a la altura de la tibia y el peroné. Mayo Clinic (2018)

El manejo para esta condición se puede dar de distintas formas, generando soluciones que dependen del factor que causó el pie caído.

En primer lugar, se encuentra una férula que permite mantener el pie en un ángulo de 90 grados (ver Figura 2) respecto a la espinilla. Esta es una solución de primera mano pero no ofrece una recuperación en el paciente.

En segundo lugar, se encuentra la rehabilitación por parte del departamento de fisioterapia, mediante aplica-

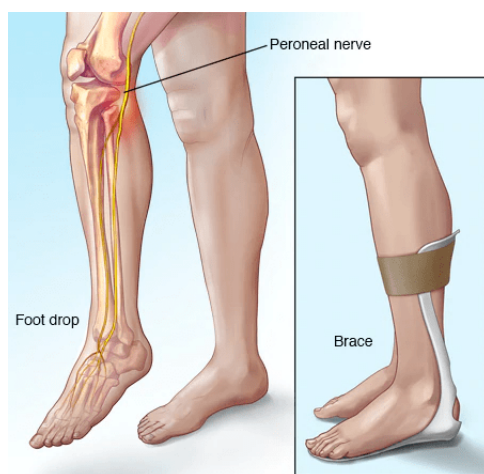
ción de terapia física donde se obtiene una recuperación a largo plazo retomando la memoria muscular, el fortalecimiento de estos músculos e incluso contribuyendo con la recuperación del movimiento generador de la dorsiflexión.

En tercer lugar, se encuentra la cirugía. Esta solo se puede aplicar a ciertos pacientes ya que debido a la gravedad de la condición, no es apta para todos y se debe indagar sobre los factores de origen de la afección.

Como última opción, se encuentra la electroterapia que de manera conjunta con la fisioterapia ofrece una recuperación más rápida de las funciones motoras. Más adelante se profundizará en el tema.

En la Figura 2 se puede observar la patología y uno de los tratamientos mencionados. NINDS (2019)

Figura 2. Ilustración del pie caído.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Tomado de: [https://www.mayoclinic.org/-/media/kcms/gbs/patient-consumer/images/2014/11/26/11/11/mcdc7\\_foot\\_drop-6col.jpg](https://www.mayoclinic.org/-/media/kcms/gbs/patient-consumer/images/2014/11/26/11/11/mcdc7_foot_drop-6col.jpg)

### 2.3. Estimulación eléctrica funcional.

El concepto de estimulación eléctrica funcional (**FES** por sus siglas en inglés de *Functional Electrical Stimulation*), es un método terapéutico que, mediante corrientes eléctricas, permite generar movimiento en las extremidades o sobre los músculos que han perdido parcial o totalmente la movilidad AIDMOVING (2019). Este tipo de terapia de rehabilitación ha permitido acelerar los procesos de recuperación para los pacientes que han sufrido problemas neurológicos o patologías que causan la pérdida de la movilidad en algunas partes de su cuerpo.

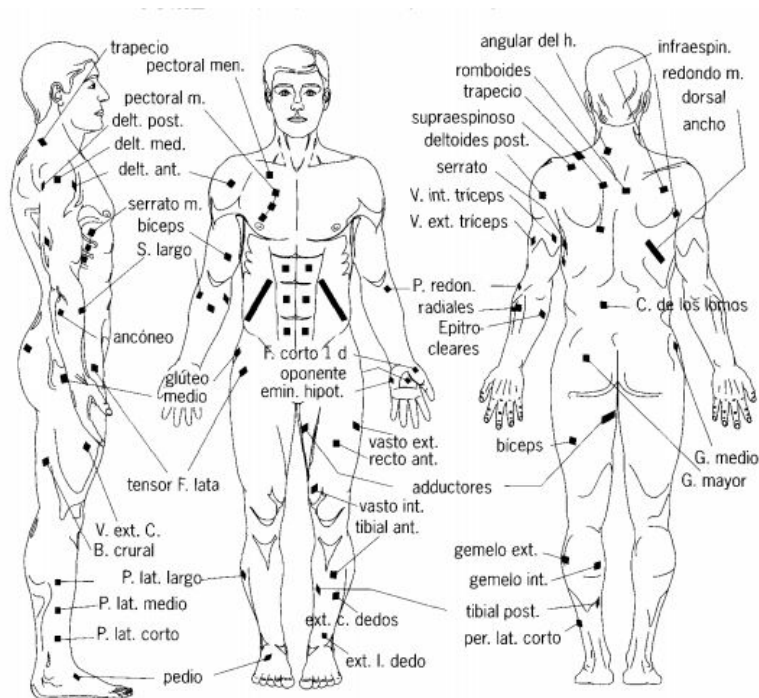
Otras funciones derivadas de este tipo de terapia son: facilitar la movilidad de las extremidades superiores e inferiores, mejorar la función respiratoria e incluso ayudar a prevenir complicaciones secundarias como pueden ser la atrofia muscular, la espasticidad, las úlceras por presión, entre otras.

#### 2.4. Carta de puntos motores para la dorsiflexión.

La carta de puntos motores es un esquema que ayuda a los profesionales de fisioterapia que realizan electroterapia en los pacientes que se encuentran en proceso de rehabilitación. Esta guía clasifica de dos maneras dichos puntos; por un lado los puntos motores musculares y por otra parte los puntos motores nerviosos.

En este sentido, para el manejo de la patología de pie caído es pertinente hablar de los puntos motores musculares como se observa en la figura 3.

Figura 3. Carta de puntos motores musculares.



Tomado de: <https://www.electroterapia.com/figure/puntmus.gif>

En concordancia, luego de tener un acercamiento con los puntos motores musculares, se debe tener en cuenta el músculo encargado de realizar la dorsiflexión del pie, el cual es el músculo tibial anterior debido a que con esto se

logra obtener el levantamiento del pie y por ende mejorar la marcha del paciente.

## 2.5. Dispositivos comerciales.

En el mercado se encuentran distintos tipos de equipos de electroterapia con el fin de la rehabilitación de los pacientes con la patología de pie caído. Cabe señalar, que estos dispositivos en su gran mayoría tiene costos elevados y por tal razón se dificulta su adquisición.

### 2.5.1. Walkaide®ACP.

Este dispositivo ajustable es de la empresa estadounidense Innovative Neurotronics tiene un costo aproximado de \$ 4.500 USD y contiene las siguientes especificaciones técnicas, peso aproximado de 88 gramos, trabaja con una batería de 1.5 [V] AA, y posee dos modos de operación (ejercicio y caminata)Neurotronics (2019). Como se aprecia en la figura 4 el Dispositivo Walkaide es ajustable a la pierna y los electrodos se ubican de tal manera que puedan generar los pulsos en el musculo tibial anterior.

*Figura 4.* Dispositivo Walkaide®.



Tomado de:

<https://www.oapl.com.au/sites/default/files/WalkAide%20User%20Manual.pdf>

### 2.5.2. XFT-2001D.

Este dispositivo es de la empresa china XFT y posee unas características similares a las del Walkaide ®. Su costo se encuentra entre los \$ 2980 USD, y tiene unas especificaciones técnicas bastantes favorables frente a su

competidor americano. Cuenta con un peso total de 43 gramos y una batería recargable de litio de 3.7 [V] con 480 [mAh] ElectronicsCo (2016). En cuanto a sus electrodos estos se encuentran ubicados de tal manera que puedan estimular el musculo tibial anterior para corregir la condición de pie caído.

*Figura 5.* Dipositivo XFT-2001D.



Tomado de: [https://verusmed.ru/files/XFT-2001D%20English%20Manual%20\(foot%20drop%20system%20patient%20kit\).pdf](https://verusmed.ru/files/XFT-2001D%20English%20Manual%20(foot%20drop%20system%20patient%20kit).pdf)

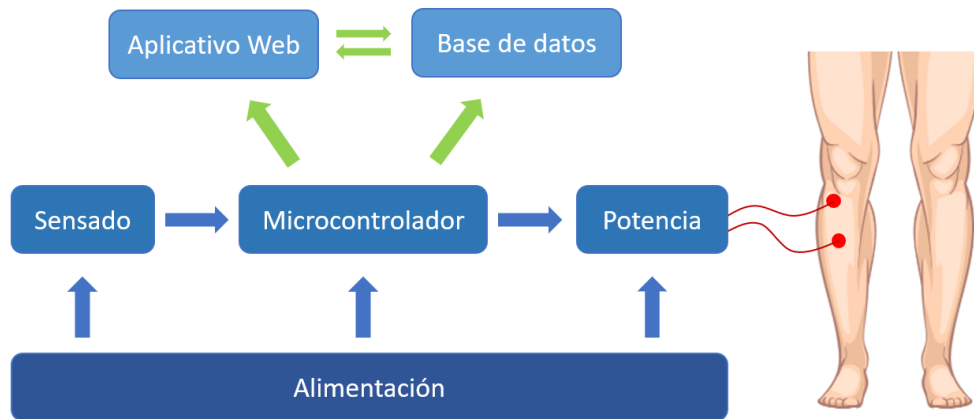
### 3. Diseño del prototipo

Para la elección de los componentes del prototipo se tuvo en cuenta varias características tales como: la conectividad a internet, el consumo de corriente, la capacidad de carga, la portabilidad y el tamaño. Cabe mencionar, que los dispositivos electrónicos serán conectados por medio del diseño de un circuito impreso (PCB) que facilitará la construcción del dispositivo final.

#### 3.1. Diagrama de bloques

Para el diseño del prototipo se tuvo en cuenta el diagrama de bloques, debido a que este facilita la comprensión de su funcionamiento y muestra la dirección de los datos y cómo cada uno de los bloques se relacionan funcionalmente con los demás.

Figura 6. Diagrama de bloques general.



En la figura 6 se pueden observar dos colores en las flechas que conectan cada uno de los bloques. Las flechas de color verde muestran la conexión inalámbrica en la cual el microcontrolador envía datos al aplicativo web. Este a su vez tiene la función de registrar el patrón de marcha en tiempo real y enviar el registro a una base de datos con el fin de presentar los datos que se obtuvieron durante la sesión de terapia.

Por otra parte, las flechas de color azul indican la conexión alámbrica, lo cual significa que el bloque de alimentación entrega energía a todos los bloques para su funcionamiento.

Finalmente, la etapa de sensado consiste en la entrega de los datos al microcontrolador con el fin de tomar decisiones de activar o no la estimulación. Si la orden corresponde a dar activación al dispositivo, se acciona la etapa de potencia, encargada de estimular el músculo tibial anterior para corregir la dorsiflexión.

### **3.1.1. Microcontrolador.**

En la actualidad los microcontroladores se encuentran en una gran cantidad de dispositivos, ya que simplifica algunos procesos que anteriormente eran realizados por circuitos complejos y con un consumo excesivo de corriente. De esa manera, se logra tener una herramienta confiable y capaz de realizar varias tareas en simultáneo y tomar decisiones sobre los datos recibidos.

**3.1.1.1. ESP-WROOM32.** Para este proyecto se seleccionó el microcontrolador ESP32 (figura 7), debido a que tiene la ventaja de realizar una conexión a internet o conectarse a una red de bluetooth sin la necesidad de circuitos externos que aumentan su tamaño o incluso el consumo de corriente.

Tabla 1  
Especificaciones ESP-WROOM32.

<b>ESP-WROOM32</b>	
<b>Procesador</b>	Xtensa single dual-core-32bits
<b>Dimensiones</b>	16 mm x 24 mm x 3 mm
<b>Consumo</b>	180 mA
<b>GPIO</b>	30 GPIO programables
<b>ADC</b>	12 bits - ADC SAR 18 canales
<b>Wi-Fi</b>	802.11/b/g/n - 2.4 GHz - 150 Mbps

Tomado de: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf)

Figura 7. Modulo ESP-WROOM32.



Como se puede observar en la Tabla 1, el microcontrolador ESP32 cuenta con 30 pines programables de entrada/salida, fundamentales para controlar el generador de pulsos. También posee 18 canales ADC tipo SAR (ADC de aproximación sucesiva) de 12 bits de resolución los cuales toman la medida de la batería para evaluar si necesita

cargarse o si se encuentran en óptimas condiciones para garantizar su correcto funcionamiento.

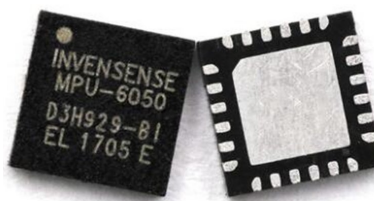
De igual manera, dentro de la placa de desarrollo se encuentran pines de conexión con protocolo I2C con el fin de tener una conexión y posteriormente realizar la recolección de los datos entregados por el acelerómetro MPU6050. Finalmente, se debe destacar que la conexión Wi-Fi para la transmisión de los datos a la página web posee un consumo de corriente considerablemente bajo. Así, las dimensiones del módulo son aptas para la elaboración de una PCB (Printed Circuit Board) que permita que el prototipo sea portable y ergonómico.

### **3.1.2. Sensado.**

Otra parte fundamental del proyecto es la implementación de una unidad de medición inercial, la cual permite medir los ángulos de inclinación del pie con respecto al piso y de esta manera obtener el momento indicado para aplicar el pulso de corriente en el paciente y corregir la incapacidad de realizar la dorsiflexión.

**3.1.2.1. MPU6050.** Como se mencionó anteriormente, se integra al dispositivo una unidad de medición inercial (UMI), que como se observa en la figura 8, se utiliza un sensor MPU6050 el cual funciona como acelerómetro y giroscopio. Así mismo, mediante la programación del microcontrolador y la documentación investigada, se obtuvieron las mediciones para conocer los ángulos de inclinación del pie.

*Figura 8.* Acelerómetro MPU6050



### **3.1.3. Alimentación.**

Con el fin de que el dispositivo fuese autónomo, es decir que no tenga la necesidad de estar conectado a un computador para funcionar, se procede a seleccionar una fuente de alimentación diferente a la de un conector USB. Por tal razón, se escogen las baterías de litio como fuente de energía.

**3.1.3.1. Batería 18650.** Para el proyecto se utilizó la batería 18650 que se muestra en la Figura 9, debido a que cuenta con una capacidad de corriente dentro de los parámetros para el funcionamiento tanto del estimulador eléctrico como para el voltaje ideal de la polarización del sensor MPU6050 y del microcontrolador ESP32. Esta batería tiene una capacidad de 6800 mAh y un voltaje nominal de 3.7 [V].

La batería 18650 empleada, es una batería recargable que cuenta con un cargador externo fácil de conectar a la red de energía doméstica.

Esta batería es capaz de suministrar una corriente equivalente a 6.8 [A] por hora. Sin embargo, el máximo consumo de corriente en la etapa de potencia es de 4 [A], dando espacio a un tiempo de autonomía nominal de la batería calculado en:

$$Tiempo_{auto} = \frac{V_{bat} * I_{bat}}{V_{bat} * I_{con}} = \frac{3,7[V] * 6,8[Ah]}{3,7[V] * 4[A]} = \frac{25,6[Wh]}{14,8[W]} = 1,73[h] \quad (1)$$

donde  $V_{bat}$  corresponde a la tensión nominal de la batería en voltios,  $I_{bat}$  es la corriente de la batería en amperios-hora e  $I_{con}$  es la corriente consumida en amperios.

En resumen, para un consumo constante con una corriente de 4 [A], el prototipo funciona alrededor de 1 hora con 43 minutos.

Figura 9. Batería 18650 3.7[V] 6800[mAh]

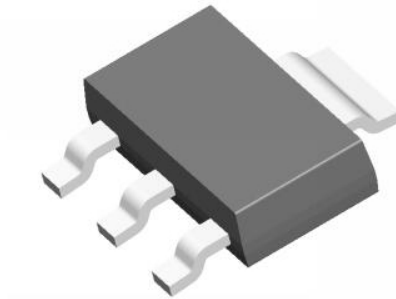


**3.1.3.2. Regulador AMS1117.** Todas las fuentes de energía tienen dos voltajes, nominal y real, en el caso de la batería 18650 el voltaje nominal es de 3.7[V]. En cuanto a su voltaje real, fue tomado por medio

de un multímetro y se evidencia un valor de 3.9[V] dependiendo de su nivel de carga.

Después de obtener estos datos y analizar los voltajes de operación de cada uno de los componentes es necesario obtener un valor de voltaje en 3.3[V], por tal razón surgió la necesidad de utilizar un regulador de tensión.

*Figura 10.* Regulador del voltaje AMS1117



Para el proyecto se seleccionó el regulador AMS1117 (Figura 10), ya que es un regulador de 3.3[V] y sólo necesita capacitores de acople para tener este valor de tensión y filtrar el ruido en altas y bajas frecuencias con el fin de no afectar el correcto funcionamiento del microcontrolador o entregar una lectura errónea del sensor. Como se aprecia en la tabla 2 las especificaciones dadas por el fabricante, el regulador se ajusta a las necesidades del prototipo.

Tabla 2

*Parámetros AMS1117.*

<b>Parámetros AMS1117</b>		
Voltaje entrada	Minimo	1 [V]
	Maximo	18 [V]
Corriente salida (Max)		1 [A]

Tomado de: <https://static.chipdip.ru/lib/552/DOC001552809.pdf>

### **3.1.4. Potencia.**

Esta etapa del diagrama de bloques lo comprenden dos componentes importantes, uno es el transformador de pulsos de núcleo de ferrita el cual aumenta el voltaje de salida para la aplicación de los pulsos al paciente y el otro es el transistor el cual se realiza el switcheo para generar los trenes de pulsos que serán aplicados en el usuario.

**3.1.4.1. Núcleo de ferrita.** Para la construcción del transformador de pulsos fue necesario tener en cuenta la frecuencia de operación, ya que su construcción implicó aumentar el número de vueltas tanto en el primario como en el secundario dependiendo de la relación de transformación.

En este caso específicamente fue necesario implementar el transformador con un núcleo de ferrita, ya que por sus propiedades eléctricas y magnéticas las pérdidas a la salida por la velocidad de los pulsos es mucho menor ya que su respuesta en frecuencia modelada mediante componentes pasivos (resistencias, capacitores e inductores) de esa manera es posible conocer más detalladamente el comportamiento del transformador cuando se somete a valores de frecuencia entre los kilo-hercios y mega-hercios Rojas (2018), además se ajusto al tamaño del prototipo ya que las bobinas primaria y secundaria fueron hechas con cable esmaltado de cobre calibre 28 AWG y 30 AWG respectivamente.

*Figura 11.* Núcleo de ferrita



**3.1.4.2. Transistor IRFZ44N.** Anteriormente se mencionó la importancia de un núcleo de ferrita para construir un transformador de pulsos. En concordancia, para cumplir con el parámetro de frecuencia de operación fue necesario un elemento para ser controlado por la tarjeta de desarrollo.

Los transistores poseen distintos usos, uno de ellos es el de interruptor, es decir, por medio de una señal en la puerta pueden entrar en un estado de ON/OFF. Por tanto, para el presente caso se utiliza el transistor MOSFET **IRFZ44N** y como se aprecia en la figura 12, posee algunas ventajas tales como: baja corriente de puerta, garantizando que no carga demasiado al pin del microcontrolador que lo controla.

*Figura 12.* Transistor IRFZ44N



Tabla 3  
Parámetros IRFZ44N.

Parámetros IRFZ44N		
Voltaje en los terminales	$V_{gs}$	55 [V]
	$V_{ds}$	$\pm 20$ [V]
Id		49 [A]
Disipación de potencia		94 [W]
Transconductancia		19 [S]

Tomado de: <https://static.chipdip.ru/lib/552/DOC001552809.pdf>

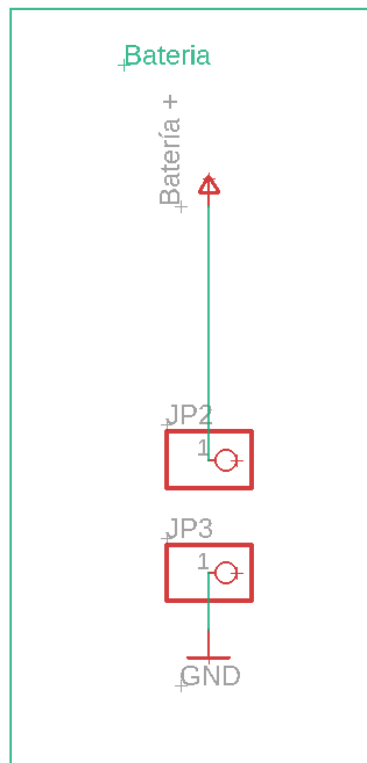
#### 4. Diseño del circuito impreso (PCB) y construcción del prototipo.

Luego de la selección de los componentes se procedió a realizar el diseño tanto del esquemático como de la PCB, desarrollados en el software EAGLE de Autodesk en su versión estudiantil y finalizado ese proceso, se realizó el diseño de una cubierta ergonómica donde se ajustara la PCB y posteriormente se fabricó en impresora 3D.

##### 4.1. Esquemáticos

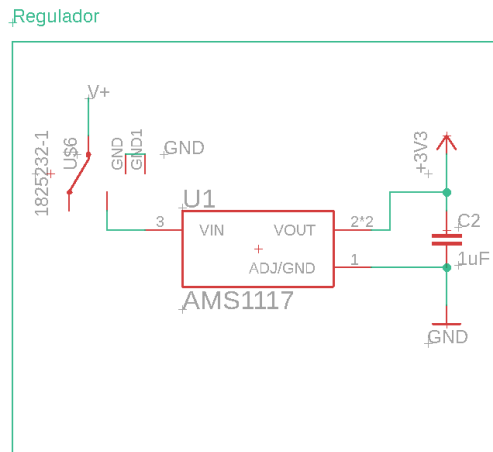
En esta sección se tuvo en cuenta los bloques descritos en la Figura 6. En el bloque de alimentación se tienen en cuenta dos factores importantes uno es la conexión de la batería al circuito y la otra la fase del regulador para entregar el voltaje deseado a la placa de desarrollo ESP-WROOM32, como se ve en la Figura 13 la batería muestra una conexión directa.

Figura 13. Esquemático de la batería



Luego el regulador y la entrada del microcontrolador posee capacitores para filtrar las señales no deseadas tanto en altas como en bajas frecuencias como se puede apreciar en la Figura 14 y la Figura 15.

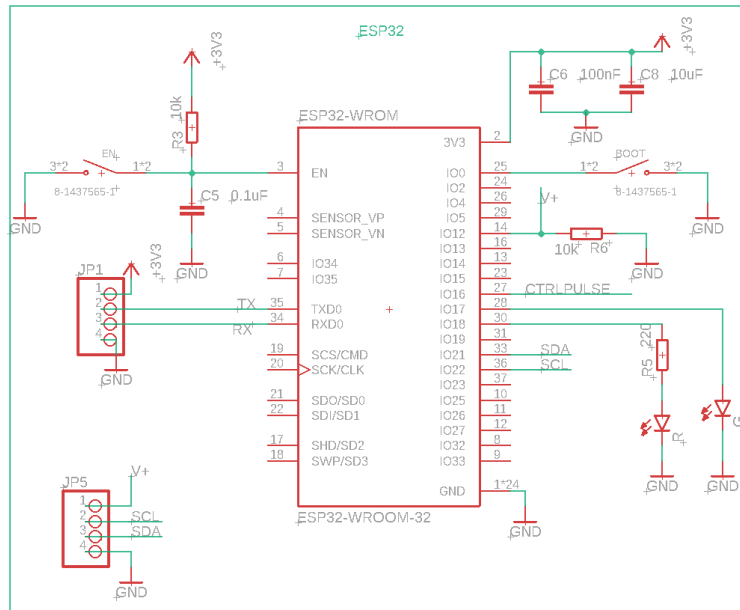
Figura 14. Esquemático del regulador



El sistema que controla todo el prototipo está conectado de tal manera que se puedan aprovechar los pines de entrada y salida, también a la hora de hacer el ruteo de la PCB todo se encuentre debidamente separado, etapa de potencia, etapa de salida, entrada del sensor y programación de la placa de desarrollo.

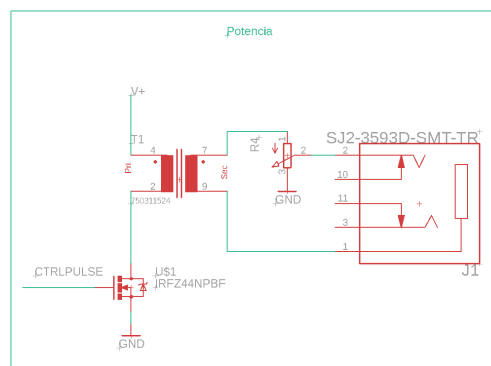
Los diodo LED rojo y verde son indicadores para el nivel de carga en la batería también para asegurar que el dispositivo se encuentra funcionando, luego están los botones de BOOT y ENABLE que permiten establecer una comunicación serial con el computador y de esa manera cargar el programa para su funcionamiento, también se tiene una entrada analógica para conocer el voltaje de la batería y de esa manera generar una alerta para cargar la batería, por último se tiene una conexión de pines con el sensor.

Figura 15. Esquemático de la ESP32



Para terminar se tiene el circuito de potencia, donde se observa el transformador con su conexión en la bobina primaria a la batería y al transistor IRZ44N que es controlado por la placa de desarrollo, en el secundario se encuentra un potenciómetro que regula el paso de corriente y permite aumentar o disminuir la intensidad, por ultimo la salida hacia los electrodos se hace mediante un jack de audio monofónico de 3.5 mm.

Figura 16. Esquemático del circuito de potencia.



## 4.2. Circuito impreso

Después de haber realizado el esquemático en la herramienta de diseño se procedió a revisar la documentación enviada por la empresa fabricante de circuitos impresos, así mismo se procedió a realizar el ruteo de la placa, la cual posee la característica de ser doble capa, es decir, la pista que lleva la corriente al primario del transformador fue diseñada de tal manera que pudiese pasar un valor máximo de 5 [A] Ortega (2014), y está se aseguró aun plano de tierra en ambas caras y se interconectaron por la técnica del agujero pasante.

En las siguientes Figuras se van a mostrar los resultados de la placa impresa, tanto en la herramienta EAGLE como la PCB en físico.

*Figura 17.* Montaje en EAGLE de la tarjeta con sus respectivas dimensiones.

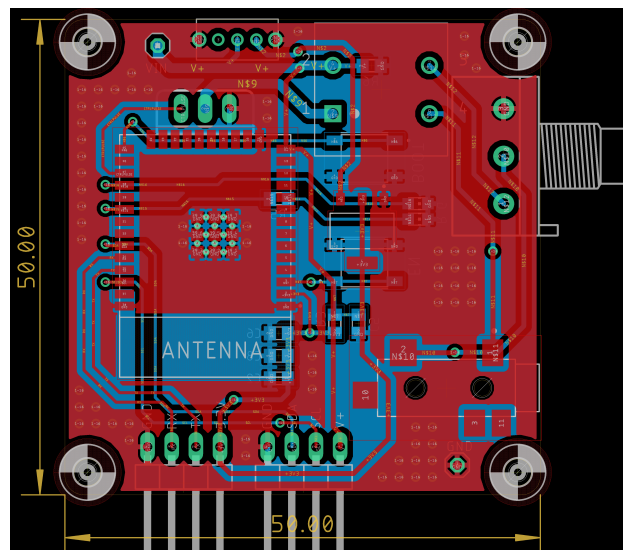


Figura 18. Apariencia del prototipo final antes de la impresión en la capa top.

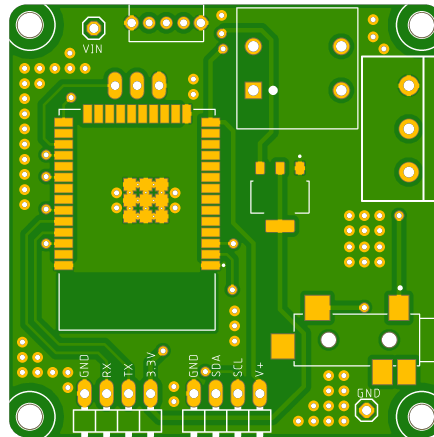
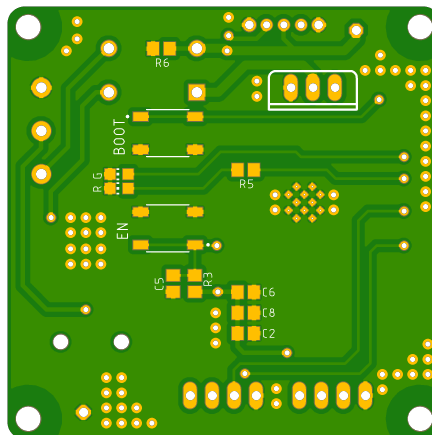
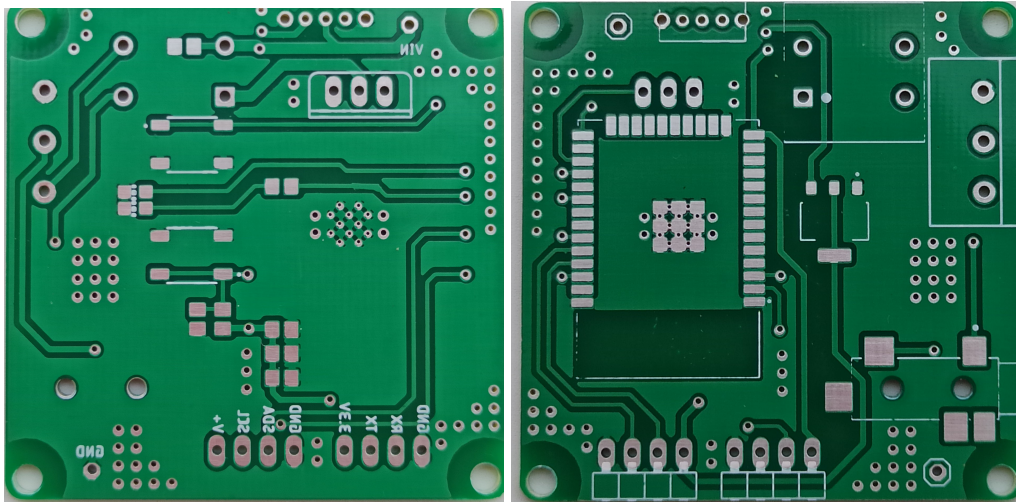


Figura 19. Apariencia del prototipo final antes de la impresión en la capa bottom.



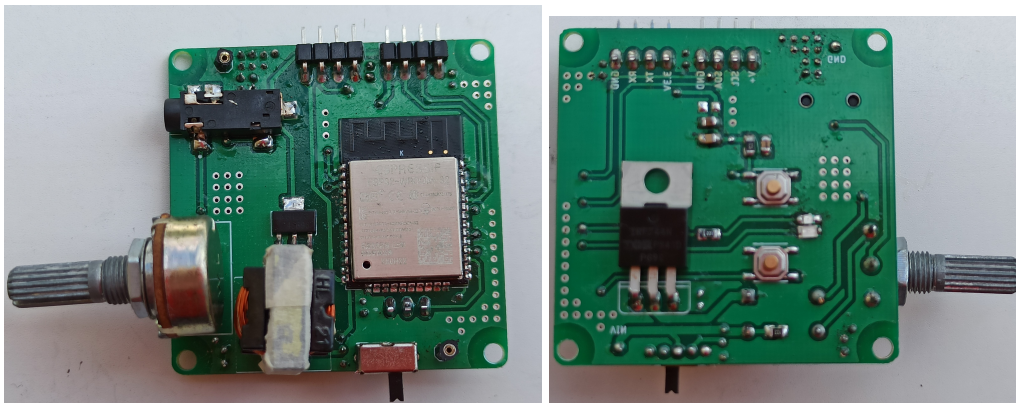
Al finalizar los diseños en la herramienta, se mandó a fabricar la placa (PCB) teniendo en cuenta las recomendaciones para las características de construcción dadas por la empresa. El resultado final de la fabricación se muestra a continuación en la Figura 20.

Figura 20. Circuito impreso en físico



#### 4.2.1. Montaje final de la placa impresa.

Figura 21. Montaje final de la placa impresa



#### 4.2.2. Diseño de la caja para el prototipo.

Para el diseño e implementación de la caja se precisaron las medidas obtenidas del diseño de la PCB en la herramienta EAGLE, también se realizó la medición de los componentes y la batería para generar los archivos .tcp que recibe la impresora 3D con el fin de fabricar las piezas necesarias. A continuación, se muestran los planos de la caja que contiene el dispositivo final, la cual posee orificios de salida para el conector de los electrodos, para el conector del

sensor que se ubicará en la zona de los cordones del zapato, para los dos botones que permiten arrancar el código del microcontrolador para el envío de datos, para el switch de encendido/apagado del prototipo y para el potenciómetro. Por último, la tapa cuenta con un diseño cóncavo para la ergonomía y la comodidad del paciente.

Figura 22. Vista de la cara inferior

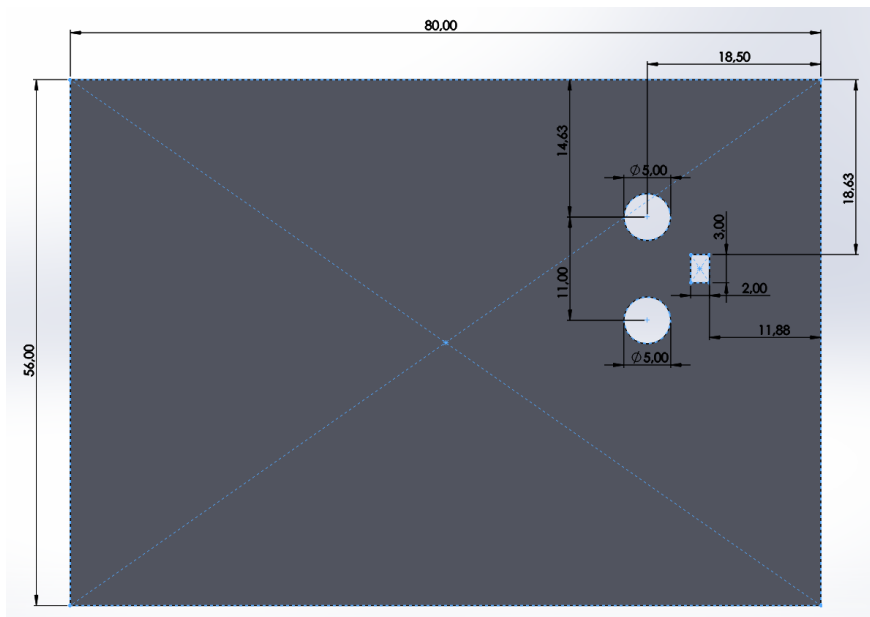
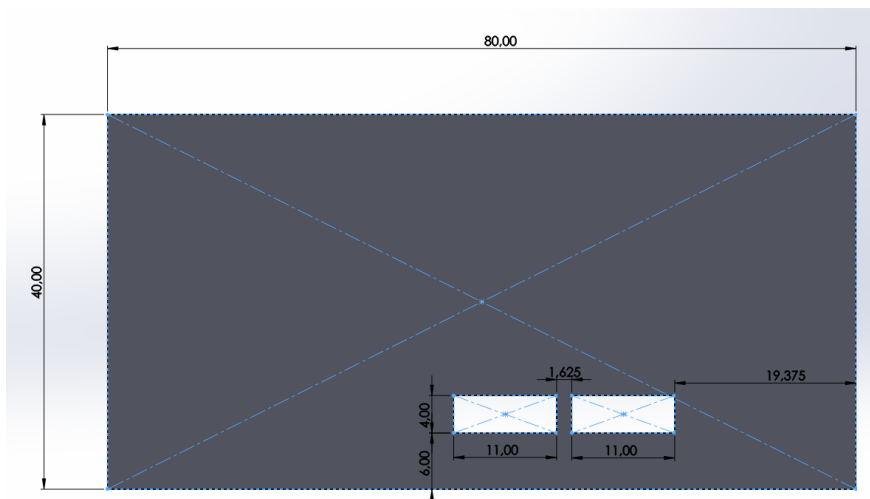
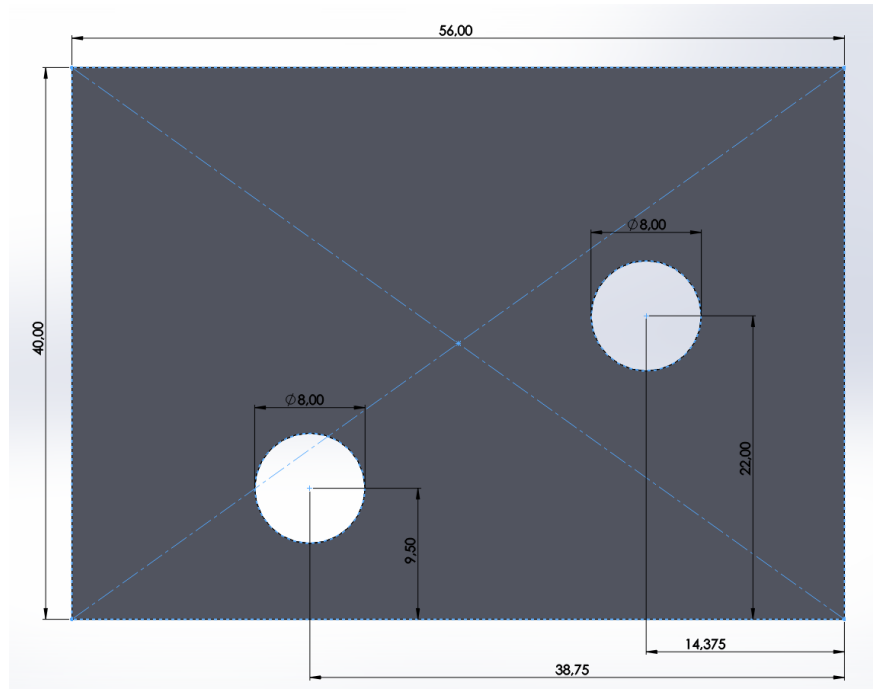
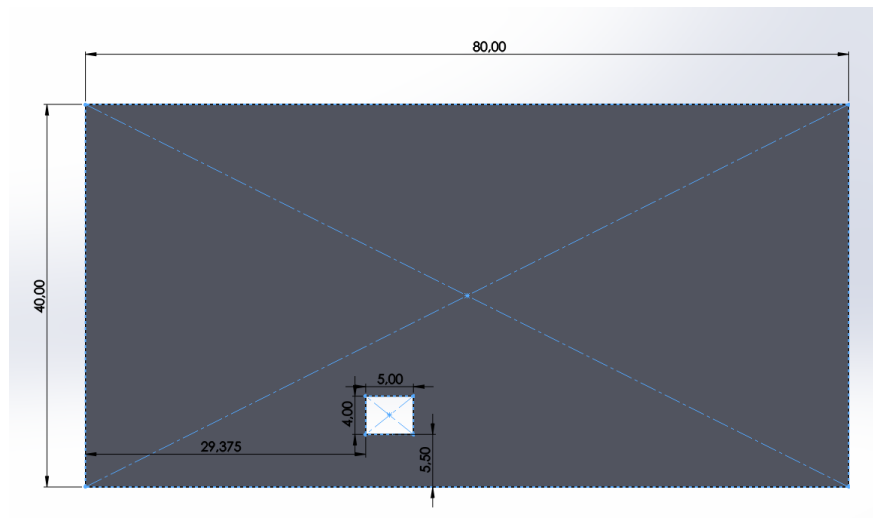
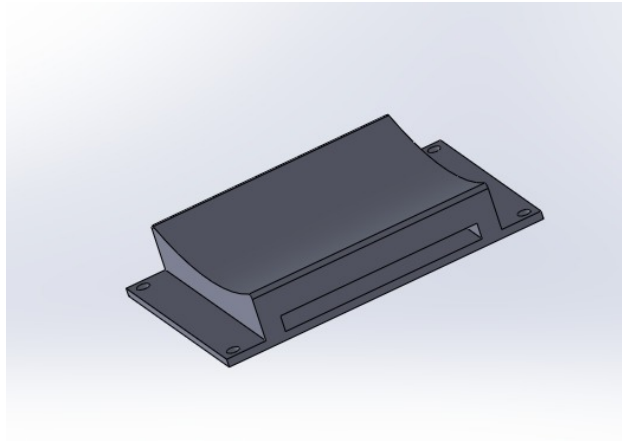


Figura 23. Vista de la cara lateral izquierda



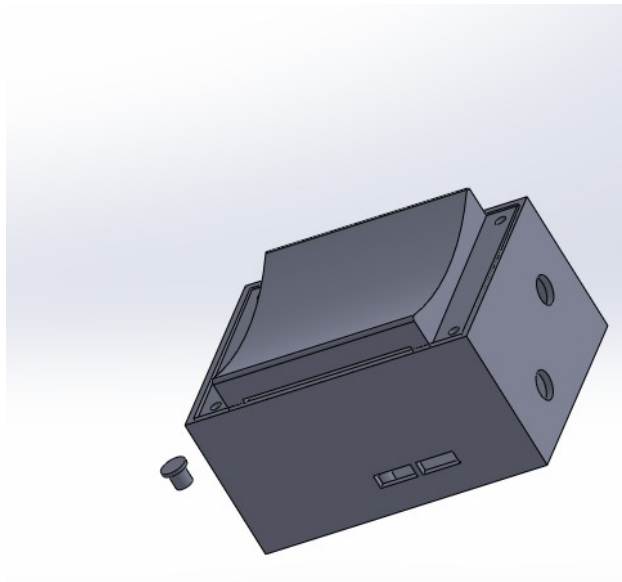
*Figura 24. Vista de la cara frontal**Figura 25. Vista de la cara lateral derecha*

*Figura 26. Vista 3D de la tapa*



Finalmente en la fabricación de la caja en impresión 3D se obtuvo el resultado que se muestra en las Figuras 27.

*Figura 27. Vista 3D de la caja*



### **4.3. Montaje final**

En esta sección se muestra el montaje final del prototipo, visto desde varias posiciones (frontal, posterior y lateral) y dejando al descubierto la salida de los electrodos, la salida del sensor hacia el zapato, el switch de encendi-

do/apagado y la perilla para regular la intensidad de corriente.

*Figura 28.* Prototipo final en vista frontal.



*Figura 29.* Prototipo final en vista lateral.



*Figura 30.* Prototipo final en vista posterior.

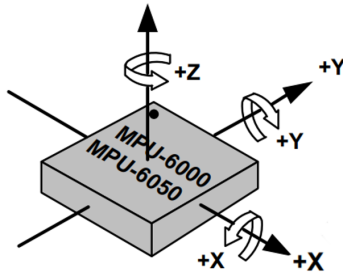


#### **4.4. Calibración del sensor MPU6050.**

Para la calibración del sensor MPU6050, se hizo necesario realizar una revisión documental sobre la forma en que este entrega los datos, debido a que inicialmente el sensor solo muestra los valores de aceleración y giroscopio y posterior a la obtención no es posible conocer con certeza el valor del ángulo de inclinación.

Al apreciar la figura 31 se observan los ejes en el cual el acelerómetro entrega sus valores de medida. Teniendo en cuenta lo anterior, se hizo pertinente el uso de funciones trigonométricas con el objetivo de conocer los ángulos de inclinación.

Figura 31. Vectores de aceleración. Tomado de InvenSense (2012)



Ahora pasando al Arduino IDE se observa lo mencionado anteriormente, el procesamiento de las señales y la posterior conversión con la fórmula de tangente. Así mismo, la conversión de radianes a grados para tener los ángulos en este valor.

Figura 32. Código en Arduino para la conversión de los ángulos

```
//Calcular angulo con los valores que arroja el acelerometro
//respectivamente, con la formula de la tangente.
Acc[0] = atan((AcY/A_R)/sqrt(pow((AcX/A_R),2) + pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;
```

Luego de aplicar la fórmula mostrada en la Figura 32 se procede a mostrar los valores deseados en el monitor serial de Arduino, sin embargo, las lecturas poseen un margen de error grande y por tal razón se implementa un filtro complementario, donde su principal ventaja es facilitar la implementación en el microcontrolador y contar con una buena precisión.

Figura 33. Filtro complementario para señal de ángulos

```
//Filtro complementario
Angle[0] = 0.98 *(Angle[0]+Gy[0]*dt) + 0.02*Acc[0];
```

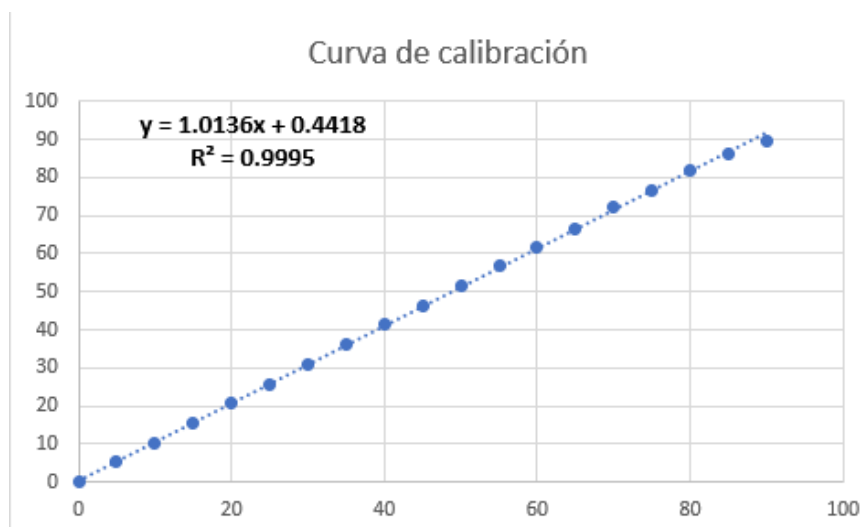
Por último para conocer la precisión del instrumento se hizo una regresión lineal del sensor para conseguir la ecuación de la recta (Figura 34).

Tabla 4

*Tabla de valores para la caracterización del sensor*

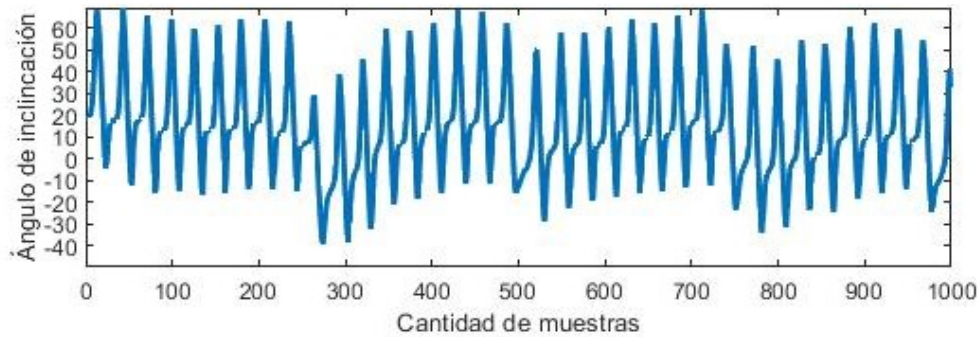
Calibración del sensor MPU6050								
Patrón	Sensor	% Error	Patrón	Sensor	% Error	Patrón	Sensor	%Error
0	0.21	<b>21</b>	35	35.99	<b>2.83</b>	70	72.32	<b>3.31</b>
5	5.18	<b>3.60</b>	40	41.27	<b>3.18</b>	75	76.71	<b>2.28</b>
10	10.19	<b>3.60</b>	45	46.22	<b>2.71</b>	80	81.91	<b>2.39</b>
15	15.44	<b>2.93</b>	50	51.35	<b>2.70</b>	85	86.39	<b>1.64</b>
20	20.53	<b>2.65</b>	55	56.69	<b>3.07</b>	90	89.44	<b>0.62</b>
25	25.79	<b>3.16</b>	60	61.71	<b>2.85</b>			
30	30.97	<b>3.23</b>	65	66.73	<b>2.66</b>			

*Figura 34. Curva de calibración del sensor MPU6050*



Una vez finalizado el proceso de caracterización se procede a tomar el registro del patrón de marcha para comprobar el funcionamiento del instrumento de medida y codificar un sistema de control óptimo.

*Figura 35. Patrón de marcha*



## 4.5. Pruebas del circuito de potencia.

### 4.5.1. Transformador de pulsos.

Para la construcción del transformador de pulsos se utilizó un núcleo de ferrita debido a que por sus propiedades eléctricas y magnéticas este es ideal para la aplicación en la que se fue sometido, debido a que la frecuencia es de 1 [Hz] a 250[Hz] y los cambios abruptos de tensión permitieron obtener la señal con pocas pérdidas.

Para saber la relación de transformación se utilizó la siguiente fórmula, donde  $N_1$  y  $V_1$  son la relación de vueltas y el voltaje de entrada respectivamente,  $N_2$  y  $V_2$  son la relación de vueltas del secundario y el voltaje de salida del transformador en el bobinado secundario.

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{V_1}{V_2} \quad (2)$$

Conociendo la ecuación de transformación, se tuvo en cuenta el voltaje teórico de la batería 18650 y el potencial a obtener en el secundario del transformador. Por consiguiente, al reemplazar los valores de  $V_1$  y  $V_2$  la ecuación queda de la siguiente manera.

$$\frac{N_1}{N_2} = \frac{3,7}{100} \quad (3)$$

Dejando así la relación de vueltas

$$N2 = 27N1 \quad (4)$$

En la construcción de un transformador de pulsos intervienen múltiples factores que no permite tener un procedimiento operatorio pero existen consideraciones que son tanteados con la experiencia. En la tabla 5 se muestra el número de vueltas del bobinado primario y del bobinado secundario siguiendo la relación de espiras descrita en la ecuación 4.

Tabla 5  
*Especificaciones transformador de pulsos*

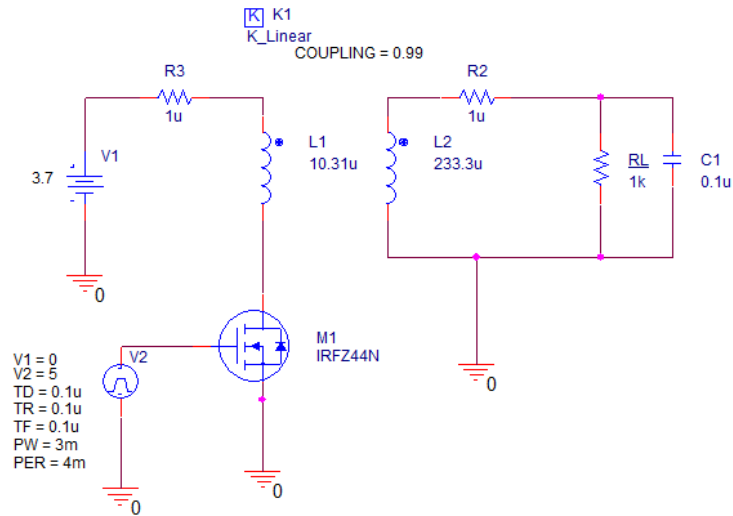
<i>Especificaciones transformador</i>	
<b>Vueltas Primario [N1]</b>	7
<b>Vueltas secundario [N2]</b>	190
<b>Voltaje Primario [V1]</b>	3.7 [V]
<b>Voltaje Secundario [V2]</b>	100 [V]

#### **4.5.2. Estimulador Eléctrico Funcional.**

En esta sección se muestra el resultado final del estimulador eléctrico funcional pasando por la fase de simulación y luego en el montaje se comprueba el funcionamiento con un osciloscopio portátil para visualizar las señales de entrada al transformador y también a la salida en el bobinado secundario.

**4.5.2.1. Simulación.** Se uso una herramienta de simulación OrCAD Capture Lite, en la cual se obtuvieron valores aproximados en el voltaje de salida, también se tuvo en cuenta como carga una impedancia R-C para simular el electrodo y la piel antes de llega al musculo.

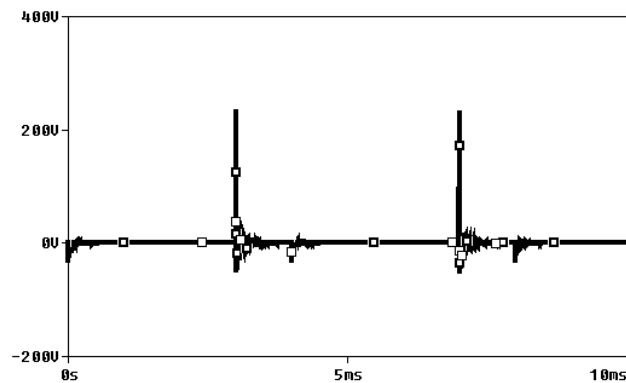
Figura 36. Esquemático simulación estimulador eléctrico funcional



En la Figura 36 se tienen en cuenta las resistencias asociadas a los conductores que son las resistencias R3 y R2, y se calcula un valor aproximado de las inductancias del transformador para hacer el acople con la función K\_Linear. En las siguientes Figuras se muestran 3 resultados de simulaciones con valores de resistencia 1[k $\Omega$ ], 5[k $\Omega$ ] y 10 [k $\Omega$ ] respectivamente.

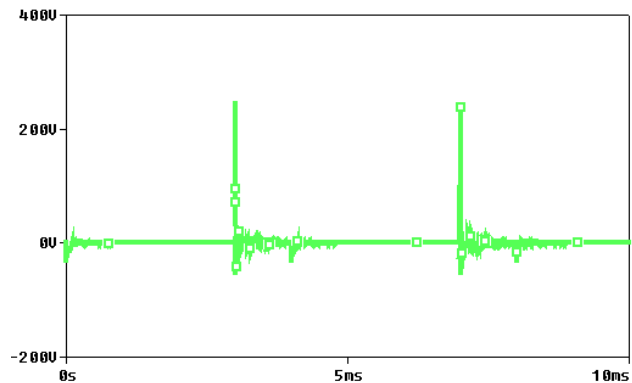
- Simulación con carga de 1[k $\Omega$ ]

Figura 37. Resultado simulación con impedancia de carga R = 1[k $\Omega$ ] y C = 0.1 [uF]



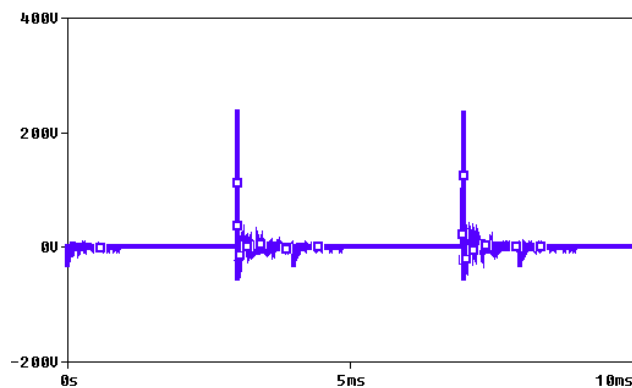
- Simulación con carga de 5[k $\Omega$ ]

Figura 38. Resultado simulación con impedancia de carga  $R = 5[k\Omega]$  y  $C = 0.1 [uF]$



- Simulación con carga de  $10[k\Omega]$

Figura 39. Resultado simulación con impedancia de carga  $R = 10[k\Omega]$  y  $C = 0.1 [uF]$



#### 4.6. Validación del sistema de control.

El sistema de control estuvo compuesto por dos momentos fundamentales con el fin de saber el instante preciso en el cual se debía estimular el músculo tibial anterior.

En este sentido, el primero ocurrió durante el proceso de sensado, en el cual se hizo necesario determinar el momento sobre el cual el patrón de marcha en el que el usuario (persona conectada al dispositivo) se encontraba en la transición de la fase dos a la fase tres o si se encontraba en la transición de la fase cuatro a la fase uno. Es decir, estos dos momentos son claves para la estimulación del músculo tibial anterior.

El segundo momento ocurrió cuando el talón se apoyó sobre el piso y los dedos del pie encontraron elevados y en el punto más cercano a la espinilla. En este apartado la programación cumplió el criterio de generar el estímulo justo cuando la persona durante el patrón de marcha, y de esta manera generar el ángulo máximo en el sensor MPU6050.

Dado que los valores son aleatorios y se generan durante un proceso estocástico, se debieron crear unos criterios que ayudarán a determinar lo correspondiente a la medición máxima y mínima. Por tanto, para decretar estos valores, se hizo necesario conocer la frecuencia de lectura de los datos. Cabe señalar, que estos valores fueron sencillo de conocer, dado que la programación se definió de manera manualmente.

Se puede decir que una de las características del sensor MPU6050 es la frecuencia de reloj a la que opera, que a su vez es la frecuencia o la tasa de refresco de las medidas que toma. En este sentido el valor para este sensor es de 1KHz o 1ms entre muestra y muestra.

Este dato no es el único que influye en la transmisión, también se debe tener en cuenta el tiempo que tarda el microcontrolador en obtener la muestra.

A pesar de que los tiempos rondan cerca de los 2ms a 3ms, sumando la frecuencia de reloj del sensor más el tiempo de transmisión, dentro del código se define un tiempo rápido y prudente para la lectura de cada muestra. Este tiempo se establece manualmente en 10ms.

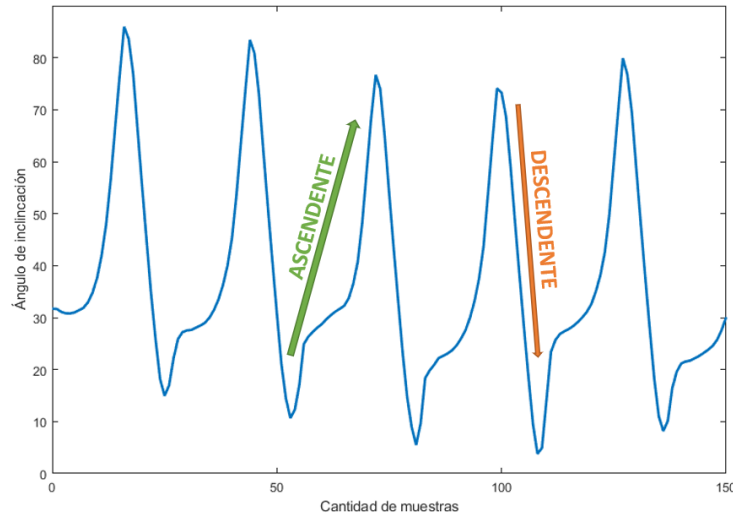
Partiendo del tiempo entre dato y dato, se estima un algoritmo que resuelva el problema inicial de encontrar los máximos y los mínimos en el patrón de marcha. Dado que el tiempo definido previamente es de 10ms, se obtienen 100 muestras por segundo, una cantidad de datos razonable dado que la percepción del ojo humano no detecta tantas muestras en un solo segundo. Hay estudios que arrojan resultados de percepción de cerca de 13 a 15 fotogramas por segundo, por lo que 100 es un valor considerable. Todo lo anterior para mostrar que a una frecuencia de muestreo de 10ms, se puede abarcar un algoritmo propio para determinar un instante de tiempo donde se define el máximo y el mínimo de una curva, que para este caso, es el patrón de marcha.

#### ***4.6.1. Diseño del algoritmo para calcular los máximos y los mínimos.***

El algoritmo consiste en encontrar un máximo o un mínimo existente en el patrón de marcha a partir de datos tomados previamente. Para ello se procedió a determinar si los datos obtenidos del sensor (de ahora en adelante los

ángulos) van en forma ascendente o si los ángulos se dan en forma descendente. (ver Figura 40)

Figura 40. Sentido de la curva



Cuando el comportamiento es ascendente, se debe encontrar el punto de inflexión más alto de la curva, es decir, encontrar el último valor antes de cambiar el sentido o la dirección de la curva, para este caso, secuencia de datos descendente. Por el contrario, cuando se tiene una secuencia descendente, se debe encontrar el mínimo valor antes de cambiar el sentido o la dirección de la curva, en este caso, se toma una secuencia ascendente. (ver Figura 41)

Figura 41. Determinar el sentido de la secuencia de datos

```
// Sentido(direccion)
if(dato == 1) {
  if(valor >= 0) {
    flagUp = true;
    flagDown = false;
  }
  else {
    flagUp = false;
    flagDown = true;
  }
}

// Subida
if(valor >= maximo) {
  maximo = valor;
  flagUp = true;
  Serial.println("Subiendo");
}

// Bajada
else if(valor <= minimo) {
  minimo = valor;
  flagDown = true;
  Serial.println("Bajando");
}
```

En ambos casos se toma el registro del máximo (momentáneo) y del mínimo (momentáneo), con los cuales se determina si se cumple el máximo/mínimo o no. Con esto se va teniendo solo un valor para el máximo y solo un valor

para el mínimo, que se van actualizando.

En ambos casos se toma el registro del valor máximo (momentáneo) y del mínimo (momentáneo), con los cuales se va a determinar si se cumple el máximo/mínimo o no. Con esto se va teniendo solo un valor para el máximo y solo un valor para el mínimo, que se van actualizando.

Si se tiene un valor en subida y el siguiente valor decrece, se van almacenando hasta cinco (5) valores subsiguientes que mantengan la nueva dirección (ver Figura 42), es decir, que cada uno sea menor que el anterior. Al finalizar este conteo, el algoritmo define el último valor de máximo como el punto de inflexión más alto durante esa porción del patrón de marcha. El caso contrario se da cuando se tiene un valor en bajada y se va actualizando el valor del mínimo. Si ocurre un cambio en el sentido de la curva, se hace el conteo de cinco muestras por encima de ese mínimo y al cumplirse, se decreta dicho mínimo como el punto de inflexión más bajo sobre esa fracción del patrón de marcha.(ver Figura 43)

Figura 42. Cálculo del máximo valor

```
// Máximo
else if(valor < maximo && flagDown == false && flagUp == true) {
    count++;
    Serial.println("Bajando");

    if(count == 5) {
        minimo = valor;
        flagUp = false;
        flagDown = true;
        count = 0;
        led = 1;

        Serial.println("ENCENDER! -> ");
    }
}
```

Figura 43. Cálculo del mínimo valor

```
// Minimo
else if(valor > minimo && flagDown == true && flagUp == false) {
    count++;
    Serial.println("Subiendo");

    if(count == 5) {
        maximo = valor;
        flagUp = true;
        flagDown = false;
        count = 0;
        led = 0;

        Serial.println("APAGAR! -> ");
    }
}
```

Con este algoritmo se tiene el momento en el que estimula el músculo y el momento en el que se debe apagar. Es decir, la estimulación se da con un retardo de 50ms, que al final no es perceptible ni visualmente ni por el sensor.

El usuario va a sentir el estímulo justo en el momento en que se despega el pie y dejará de sentirlo en el momento en el que apoya el talón al piso.

## 4.7. Conexión con la página web

Para realizar la conexión del prototipo con la página web se necesitan dos partes esenciales, la primera es la página web con su estructura, estilos y dinámicas de funcionamiento, y la segunda es la base de datos donde se hará registro de los patrones de marcha para su posterior consulta. Entre dichas partes y el microcontrolador, debe existir un protocolo de comunicación del que hablaremos más adelante.

### 4.7.1. Página Web.

La página web cuenta con una estructura de archivos que comprende códigos de estructuración como HTML5, hojas de estilos como CSS3 y lenguajes de programación como JavaScript, así como archivos en formato PHP que se usarán para la conexión entre el microcontrolador y la base de datos.

Para el diseño de sus archivos se parte de un diseño preliminar que cuenta con las páginas que serán visibles. Estas páginas son 5:

- Página de Acceso/Registro

- Página principal (visualización en tiempo real del patrón de marcha)
- Información personal (revisar 6)
- Historial (revisar 6)
- Ayuda/Contacto (revisar 6)

Cada una de las páginas en mención cuentan con su archivo HTML y el archivo de estilos CSS usados para visualizarse en el navegador.

En la Figura 44 se muestra el diseño de la página de acceso/registro, mediante la cual se hace validación en las credenciales del usuario, ya que el acceso se da para usuarios registrados en la base de datos. De no estar registrado, un usuario puede crear un registro que será aprobado o rechazado por el administrador del sitio.

En la Figura 45 se muestra la sección de mayor importancia del proyecto, donde se visualiza en tiempo real el comportamiento que se obtiene en el patrón de marcha de usuario, imprimiendo cada muestra como se muestra en la Figura 46.

Figura 44. Página de acceso/registro

Proyecto Pie Caído

### Dispositivo de estimulación eléctrica para tratamiento de pacientes con patología de pie caído

Es un proyecto de pregrado del programa de Ingeniería Electrónica de la Universidad Industrial de Santander a cargo de los estudiantes **Andrés Felipe Mancilla Jerez** y **Jonathan Pabón Prieto** cuyo objetivo es presentar un dispositivo que estimule el músculo encargado de la dorsiflexión del pie para corregir la postura del mismo durante el proceso de marcha ayudando a pacientes con patología de pie caído.

#### Iniciar Sesión

Correo Electrónico

Contraseña

Entrar

#### ¿Aún no tienes una cuenta?

Regístrate para que puedas iniciar sesión

Registrarse

Universidad Industrial de Santander

Figura 45. Página principal

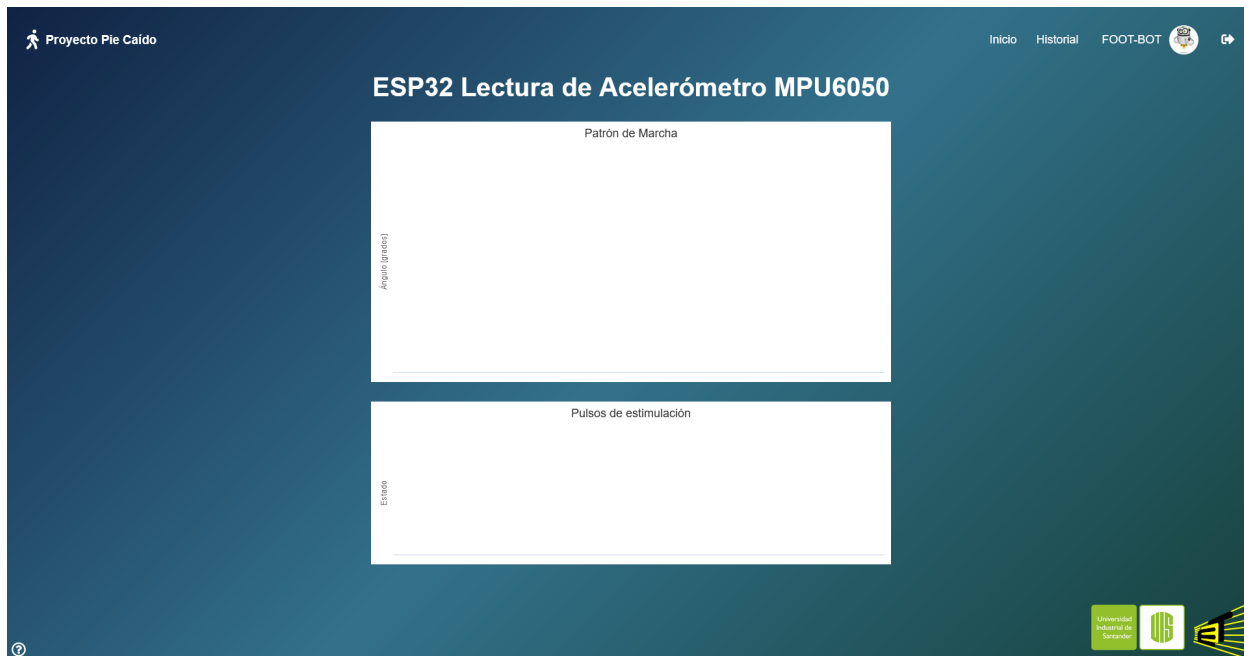
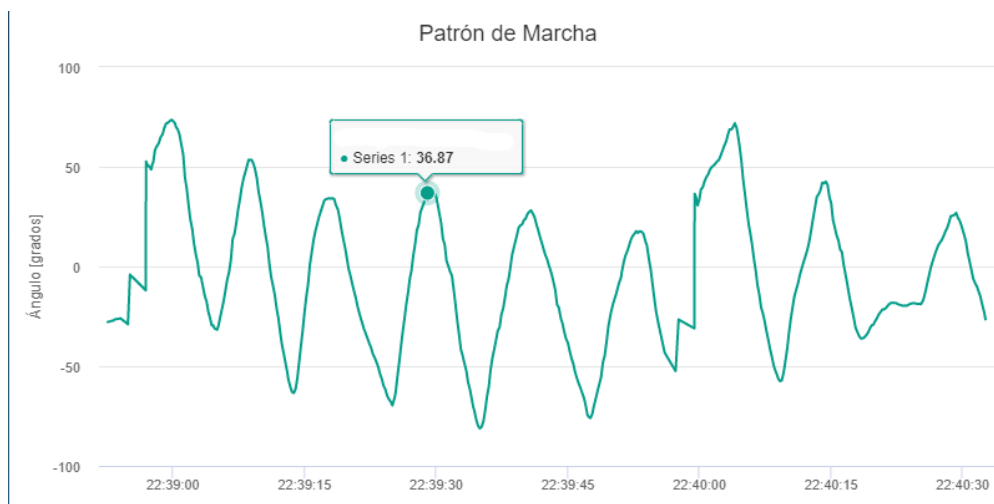


Figura 46. Comunicación en tiempo real del patrón de marcha



Los archivos en formato JavaScript se usan para dar dinamismo a la página, es decir, el comportamiento que tomará la misma cuando se de clic en un botón o se redireccione a otra página, incluso graficar dato a dato que recibe

del microcontrolador. También se describen funciones que rigen el comportamiento de las gráficas o las animaciones que se verán en la página.

*Figura 47. Comunicación en tiempo real del pulso de control*



En la Figura 47 se muestra el momento en tiempo real en que se da el pulso de control para estimular y el momento en que se detiene. Siendo más específico, el momento en que se activa el pulso de control se muestra como un 1 y el momento en que permanece apagado se muestra con un 0.

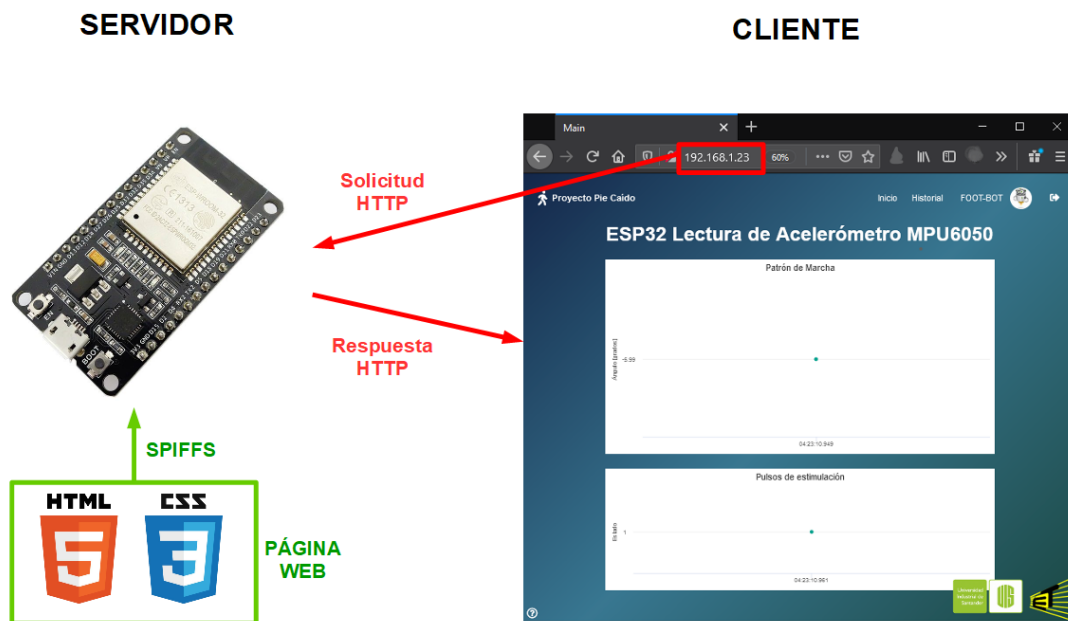
#### **4.7.2. Protocolo de comunicación.**

Para realizar la conexión con la página web, se tiene en cuenta el tipo de comunicación que tiene el microcontrolador con el servidor, es decir, el protocolo que emplea para enviar los datos a través de la red.

El protocolo de comunicación empleado es conocido como Web Server y hace uso del mismo chip ESP32, específicamente su memoria flash, para almacenar los archivos requeridos para la visualización de la página web, es decir, los archivos mencionados en el numeral anterior (4.7.1).

Para ello el protocolo establece una conexión entre un servidor y un cliente. En la Figura 48 se evidencia que el cliente es la página web mientras que el servidor es el chip ESP32. Esta conexión se da cuando el servidor genera una dirección a la cual accede el cliente y se envía una solicitud de comunicación a través de HTTP (Hypertext Transfer Protocol - Protocolo de transferencia de hipertexto) encargado de transferir información en la WWW (World Wide Web - red informática mundial) mediante archivos HTML. El servidor envía una respuesta con los archivos HTML para visualizar la página web. Pero, ¿cómo puede obtener estos archivos?

Figura 48. Protocolo de comunicación



El archivo solicitado por el cliente se encuentra almacenado en la memoria del chip ESP32. Para ello se emplea el SPIFFS (Serial Peripheral Interface Flash File System), un sistema de archivos que permite almacenar los archivos HTML junto a la programación de Arduino sin afectar su funcionamiento.

En la Figura 49 se exhibe el mensaje de conexión a la red mediante la dirección IP mostrada. En ese momento, está listo el cliente para realizar la solicitud al servidor mediante dicha IP.

Figura 49. Comunicación exitosa con el servidor

```
Connecting to WiFi..
Connected to WiFi network with IP Address: 192.168.1.22
```

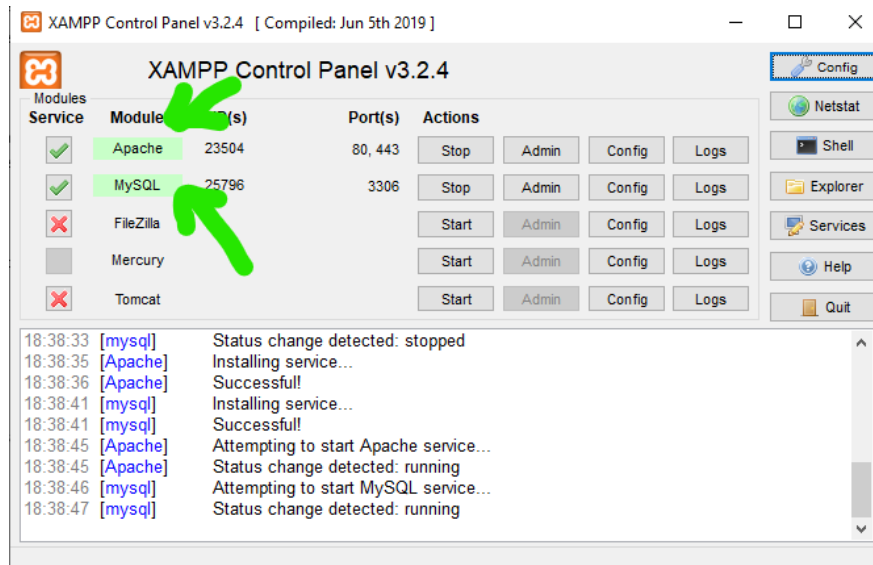
### 4.7.3. Base de datos.

La conexión con la base de datos se hizo mediante un localhost haciendo uso de la herramienta xampp. En la Figura 50 se muestra la interfaz.

Xampp es un sistema que permite gestionar bases de datos tomando nuestro equipo como servidor local. De

ahí el nombre localhost. Este sistema permite conectarse con diversos paquetes entre los cuales nos conectamos a Apache y MySQL.

Figura 50. Interfaz xampp



Luego de ingresar al localhost, encontramos una interfaz de creación y gestión de bases de datos. Para crear una base, basta con seguir los siguientes pasos:

1. Dar clic en nueva y asignar un nombre.
2. Crear una nueva tabla y darle un nombre.
3. Crear cada uno de los campos de la tabla y seleccionar el tipo de dato y la longitud.

En la Figura 51 se muestra paso a paso la creación de una base de datos.

Después de creada la base de datos, debemos desarrollar el código que se encarga de la conexión. Para eso (ver Figura 52) debemos crear una conexión con nuestro servidor local (localhost), el usuario con sus credenciales y la base de datos que se va a trabajar.

Figura 51. Interfaz base de datos



Figura 52. Conexión con la base de datos

```

<?php
$conex = mysqli_connect("localhost", "root", "", "registro");

if (isset($_POST['register'])) {
    if (strlen($_POST['name']) >= 1 &&
        strlen($_POST['email']) >= 1 &&
        strlen($_POST['user']) >= 1 &&
        strlen($_POST['pass']) >= 1) {
        $name = trim($_POST['name']);
        $email = trim($_POST['email']);
        $user = trim($_POST['user']);
        $pass = trim($_POST['pass']);
        $fechareg = date("d/m/y");
        $consulta = "INSERT INTO registro_web(nombre, email,
            usuario, contraseña, fechareg) VALUES ('$name',
            '$email', '$user', '$pass', '$fechareg')";
        $resultado = mysqli_query($conex, $consulta);

        if ($resultado) {
            echo "Registrado!";
        }
        else {
            echo "Error!";
        }
    }
}
?>

```

Para agregar los datos, basta con ir a la base de datos y seguir los siguientes pasos:

1. Clic en la pestaña **SQL**
2. Clic en el botón **INSERT**

3. Copiar y modificar los valores dependiendo de los datos que se quieren registrar

El paso a paso se muestra en la Figura 53.

De esta forma se tiene un registro de las personas que tendrán acceso al sistema, protegiendo su privacidad y permitiendo en el futuro, acceder a registros pasados de sus sesiones de caminata con el dispositivo.

Figura 53. Añadir datos a la base de datos



#### 4.8. Tabla de costos del prototipo

Debido a la emergencia sanitaria, la compra de los elementos, la construcción de la PCB y el diseño de la caja 3D, se hizo a nivel nacional (Colombia).

A continuación se declara uno a uno los costos de los elementos empleados en el proyecto y se relaciona el costo total de las compras.

Tabla 6

*Tabla de costos de los materiales.*

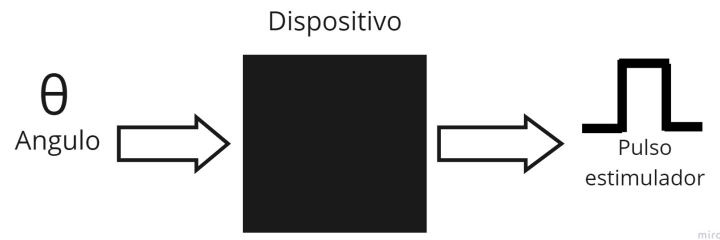
<b>Tabla de costos</b>		
<b>Elemento</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Valor</b>
ESP32	1	\$19.040
Capacitores	4	\$400
Resistencias	3	\$150
LED	2	\$100
AMS1117	1	\$700
IRFZ44N	1	\$1.500
Cobre esmaltado	6 [m]	\$2.400
Pulsadores	2	\$800
Caja (Impresión 3D)	1	\$30.000
Soporte batería	1	\$5.000
Batería	1	\$7.900
MPU6050	1	\$10.000
Núcleo de ferrita	1	\$8.000
PCB	1	\$55.000
<b>Total</b>		<b>\$140.990</b>

## 5. Validación de resultados

En este capítulo se encuentran 3 secciones importantes, la primera es el modelamiento del prototipo como una caja negra, el segundo es la validación del sistema de control y la conexión con la página web y por último la comprobación del sistema de potencia.

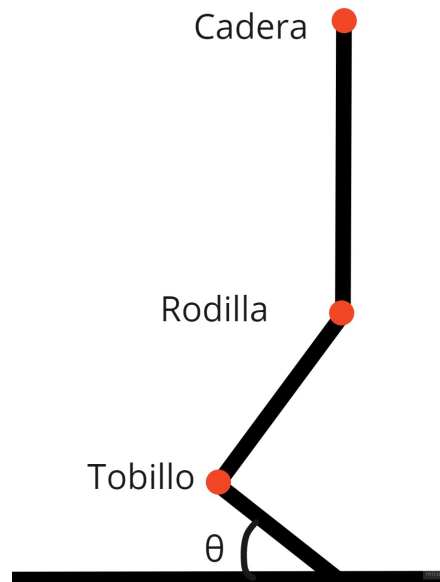
Como se observa en la figura 54 el prototipo se puede modelar como una caja negra, de tal manera que ingresan los ángulos arrojados por el sensor MPU6050, dentro del dispositivo son procesados en el microcontrolador y como resultado arroja un pulso a los electrodos y estimula el músculo tibial anterior.

*Figura 54.* Modelo del prototipo como caja negra



En la figura 55 se encuentra el modelo del miembro inferior que consta de las articulaciones como cadera, rodilla y tobillo (Puntos color rojo), y los componentes óseos como fémur, tibia, peroné y demás morfología ósea del pie (líneas de color negro). El ángulo *theta* formado por el pie con respecto al piso es la entrada al sistema modelado (Figura 54).

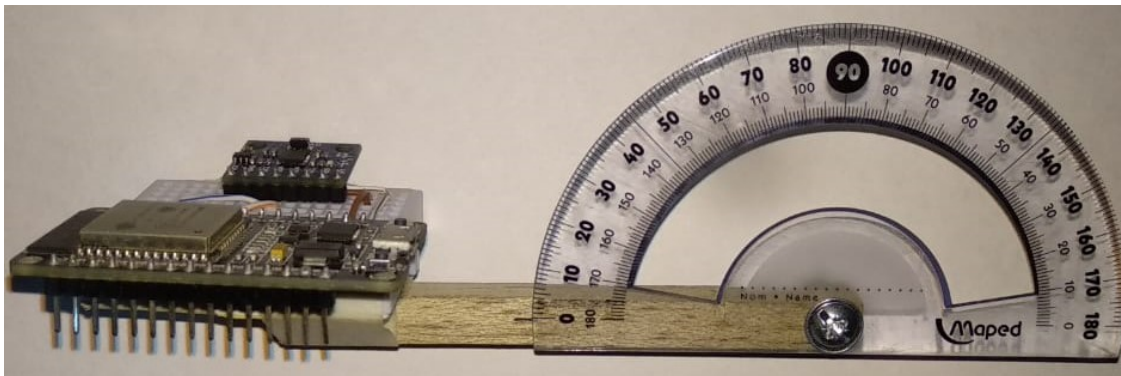
Figura 55. Modelo de miembro inferior mostrando ángulo de interés



### 5.1. Validación del goniómetro del dispositivo

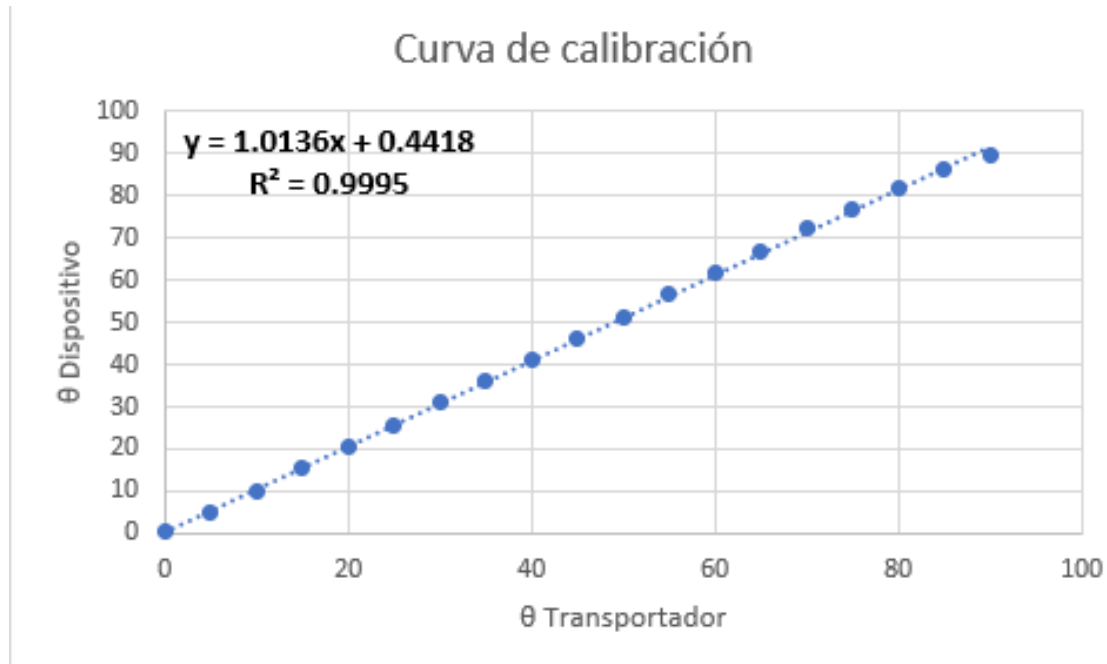
El goniómetro es un instrumento de medición de ángulos. Es usado en diferentes disciplinas, entre ellas la fisioterapia. En el proyecto se emplea un goniómetro graduado de  $0^{\circ}$ - $180^{\circ}$  para medir el ángulo *theta* mostrado en la Figura 55.

Figura 56. Goniómetro utilizado para caracterizar el sensor MPU6050



Dado que el sensor arroja un ángulo respecto al eje horizontal (en este caso respecto al suelo), dicho ángulo es comparado al mostrado en el goniómetro y con estos datos se obtiene la gráfica de caracterización.

Figura 57. Curva de caracterización



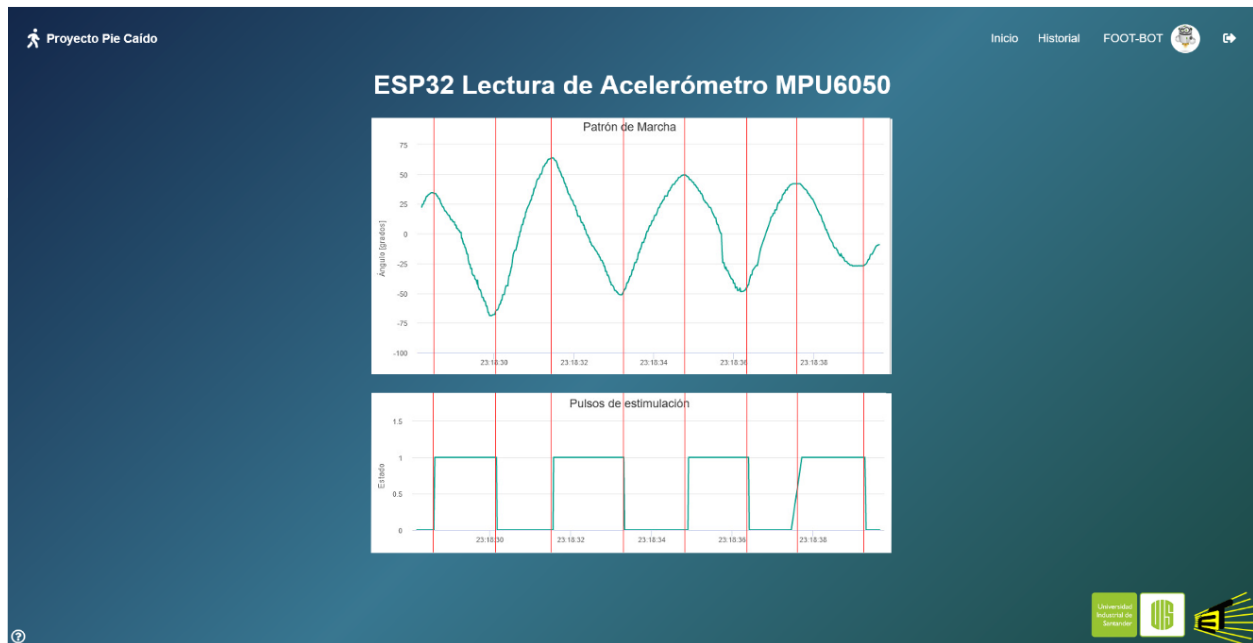
En la Figura 57 se muestra la ecuación de la recta. De esta ecuación obtenemos el valor del coeficiente de correlación lineal que relaciona el comportamiento entre las variables. Este coeficiente se calcula de forma simple con herramientas de hojas de cálculo y cuyo valor ideal es 1. El valor que se obtuvo es: **0.9995**.

## 5.2. Validación del sistema de control y comunicación con la página web

Para comprobar el sistema de control se realizan las pruebas en un goniómetro (Figura 56) donde se muestran los valores de los ángulos y de esa manera se puede validar el algoritmo utilizado para encontrar el valor máximo y mínimo que se encuentra en el patrón de marcha de la figura 35.

Mediante el protocolo de comunicación entre el microcontrolador y la página web es posible visualizar los datos obtenidos del sensor MPU6050 en tiempo real y determinar el momento en el que se ejecuta el pulso de control sobre el transistor MOSFET IRFZ44N. (Figura 58)

Figura 58. Visualización del patrón de marcha y del pulso de control en la página web



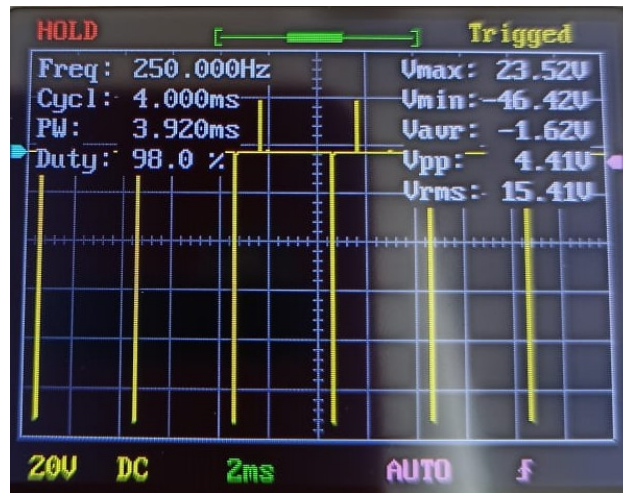
### 5.3. Validación del circuito de potencia

Para el circuito de potencia se toman las medidas con un osciloscopio y la salida del estimulador se conecta a una carga RC en paralelo que simula los electrodos y permite tener de manera aproximada los valores de tensión que el dispositivo entrega para realizar la estimulación eléctrica y corregir la condición de pie caído.

El circuito se implementa con 3 valores de resistencia 1[k $\Omega$ ], 5[k $\Omega$ ] y 10[k $\Omega$ ] y la capacitancia de 0.1 [uF], esto se puede apreciar en la figura 36. Los resultados se muestran a continuación:

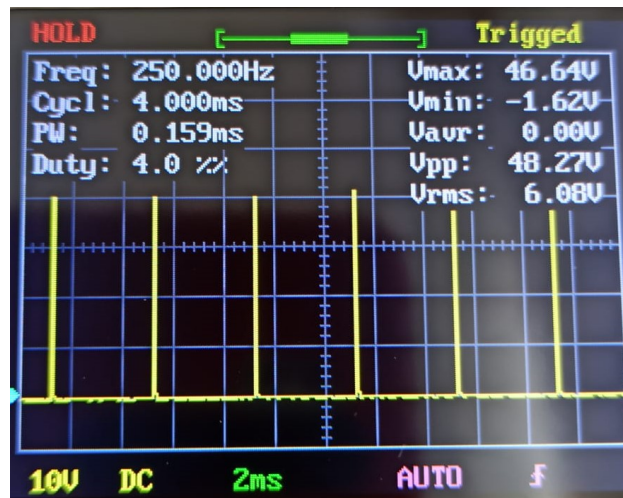
- Montaje con carga de 1[k $\Omega$ ]

Figura 59. Resultado implementación con impedancia de carga  $R = 1[\text{k}\Omega]$  y  $C = 0.1 [\text{uF}]$



- Montaje con carga de  $5[\text{k}\Omega]$

Figura 60. Resultado implementación con impedancia de carga  $R = 5[\text{k}\Omega]$  y  $C = 0.1 [\text{uF}]$



- Montaje con carga de  $10[\text{k}\Omega]$

Figura 61. Resultado implementación con impedancia de carga  $R = 10[\text{k}\Omega]$  y  $C = 0.1 [\text{uF}]$



## 6. Trabajo futuro

- Complementar el diseño de las diferentes páginas que componen la página web con el fin de mejorar la experiencia con el usuario al permitir que la navegación en el sitio sea más fluida y dinámica.
- Mejorar el diseño físico del prototipo con la finalidad de que el ajuste con la pierna sea óptimo, reduciendo el peso, el tamaño y hasta la conexión entre componentes. Incluso se puede realizar un trabajo conjunto con diseñadores industriales y diseñadores gráficos para lograr un prototipo más llamativo y cómodo.
- Realizar un trabajo conjunto con estudiantes o profesionales en el área de fisioterapia que permita evaluar la eficacia del dispositivo empleado en pacientes que padecen la patología de pie caído.
- Implementar un transformador de pulsos que utilice componentes más pequeños y que no requieran de un consumo de corriente alto, promoviendo a una implementación de la fuente de alimentación de menor tamaño y peso con el fin de disminuir a su vez el tamaño del circuito impreso y aligerar el peso del ensamble final, contribuyendo a la ergonomía y el fácil uso del dispositivo.
- Desarrollar la página web dentro de un host propio y utilizando un dominio personalizado con el fin de visualizar los datos desde cualquier parte, sin necesidad de estar conectado a la red local.

## 7. Conclusiones

- Se diseñó y construyó un prototipo ajustable de estimulación eléctrica funcional para rehabilitación de pie caído. Este dispositivo está basado en la tecnología disruptiva del internet de las cosas (IoT), que permite registrar en una base de datos el ángulo que forma el pie caído con el plano del suelo y así hacer seguimiento en el tiempo a la recuperación del paciente.
- Se elaboró un prototipo de bajo costo, respecto a los dispositivos encontrados en el mercado y de fácil manejo para los profesionales de la rehabilitación física.
- Se desarrolló un aplicativo web para visualizar los valores del patrón de marcha de cada paciente y una base de datos para tener un manejo personalizado en el tratamiento para que el profesional encargado pueda tener una interpretación de los datos de una manera sencilla de la evolución del paciente.

### Referencias Bibliográficas

- AIDMOVING (2019). Hasomed - rehamove. [https://www.aidmoving.com/es/rehabilitacion/2/hasomed-rehamove.html#:~:text=La%20Estimulaci%C3%B3n%20El%C3%A9ctrica%20Funcional%20\(FES,funcional%20en%20las%20extremidades%20deterioradas.](https://www.aidmoving.com/es/rehabilitacion/2/hasomed-rehamove.html#:~:text=La%20Estimulaci%C3%B3n%20El%C3%A9ctrica%20Funcional%20(FES,funcional%20en%20las%20extremidades%20deterioradas.) Accedido en diciembre 2020.
- ElectronicsCo, S. X. (2016). *Nerve and Muscle Stimulator XFT-2001D*. Shenzhen XFT ElectronicsCo, 203 Building 1, 14 Jinhui RD. Pingshan New District, Shenzhen, China.
- InvenSense (2012). *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.3*. InvenSense Inc., 1197 Borregas Ave, Sunnyvale, CA 94089 U.S.A., 3.3 edition.
- Lykken, D. T. (1970). Square-wave analysis of skin impedance. *Psychophysiology*, 7(2):262–275.
- Mayoclinic (2018). Pie caído. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/foot-drop/symptoms-causes/syc-20372628>.
- Neurotronics, I. (2019). *The WalkAide System*. Innovative Neurotronics, 3600 N Capital Of Texas H Austin, TX 78746 United States.
- NINDS (2019). Foot drop information. <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/All-Disorders/Foot-Drop-Information-Page#disorders-r3>.
- Nogueras, M., Arenillas, C., Rodriguez, O., Iglesias, B., and Sánchez, S. (2011). Fases de la marcha humana. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 14(2):44–49.
- Ortega, H. T. (2014). Guía de diseño de pcb con eagle. .
- Rojas, C. F. R. (2018). Metodología para la obtención de la respuesta en frecuencia de transformadores para aplicaciones de alta frecuencia. Tesis de pregrado, Universidad de la salle, Cra. 2 No 10-70.

Stewart, J. D. (2008). Foot drop: where, why and what to do? *Practical Neurology*, 8(3):158–169.

Voegli, V. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista Española de Reumatología*, 30(9):469–477.

## Apéndices

### Apéndice A. Manual de usuario

Este es un manual de usuario para el personal de fisioterapia o personas en general, como instructivo para el uso del dispositivo.

#### 1. *Contenido*

- 1 batería 18650
- 1 cargador de batería 18650
- 2 electrodos de estimulación
- 1 cable jack de 3.5 mm monofónico
- 1 prototipo de estimulación eléctrica funcional ajustable

#### 2. *Modo de uso*

##### **Paso 1**

Ubicar en el tobillo del paciente el prototipo ya que cuenta con una banda elástica y con una tapa cóncava que permite tener un ajuste ergonómico.



*Figura 62.* Demostración agarre ergonómico

**Paso 2**

Ubicar los electrodos en el músculo tibial anterior. Para ello pueden guiarse de la carta de puntos motores musculares que se encuentra en el siguiente código QR.

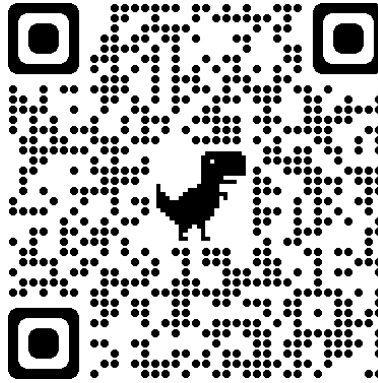


Figura 63. Código QR de la carta de puntos motores musculares. Tomado de: <https://www.electroterapia.com/figure/puntmus.gif>

### Paso3

Proceda a encender el prototipo desde el switch de encendido que se observa en la figura 64 , luego oprima el botón de inicio para que el dispositivo pueda conectarse a internet e inicializar el sistema de control.

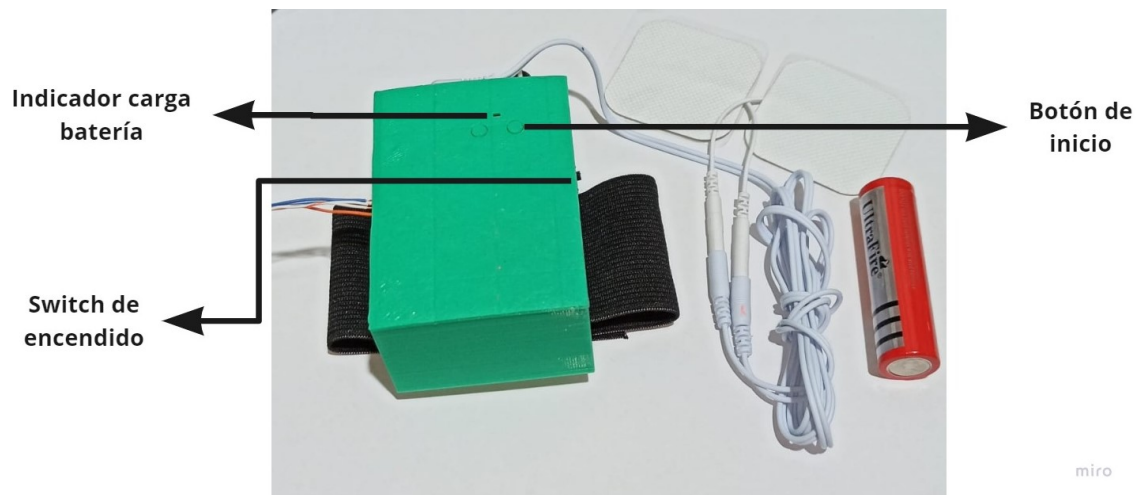


Figura 64. Componentes del prototipo (vista superior)

### Paso 4

Con la perilla de ajuste regule la salida de corriente hacia los electrodos.

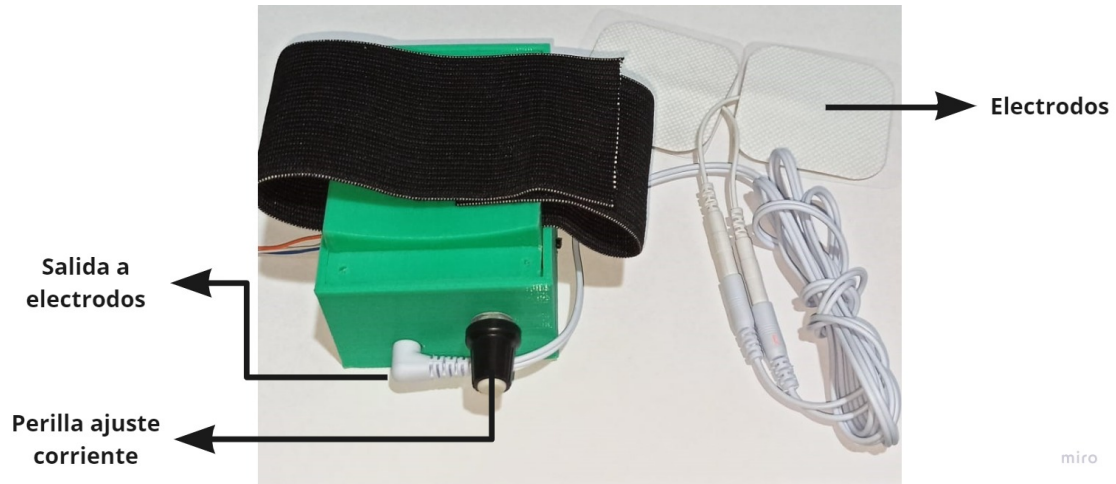


Figura 65. Componentes del prototipo (vista inferior)

## Apéndice B. Código HTML de la página de acceso/registro

```
1 <!DOCTYPE html>
2 <html lang="en">
3 <head>
4     <meta charset="UTF-8">
5     <meta name="viewport" content="width=device-width,
6         initial-scale=1.0">
7     <title>Acceso</title>
8     <link rel="stylesheet" href="style_login.css">
9     <link rel="stylesheet" href="https://use.fontawesome.com/releases/
10         v5.15.1/css/all.css" integrity="
11         sha384-vp86vTRFVJgpjF9jiIGPEEqYqlDwgyBgEF109VFjmqGmIY/
12         Y4HV4d3Gp2irVfcrp" crossorigin="anonymous">
13 </head>
14 <body>
15     <header>
16         <i class="fas fa-walking"></i>
17         <h3>Proyecto Pie Caído</h3>
18     </header>
19     <main>
20         <!-- Project Description -->
21         <div class="contenedor-descripcion">
22             <h1>Dispositivo de estimulación eléctrica para tratamiento
23                 de pacientes con patología de pie caído</h1>
24             <p>Es un proyecto de pregrado del programa de Ingeniería
```

```
Electrónica de la Universidad Industrial de Santander a
cargo de los estudiantes <b>Andrés Felipe Mancilla Jerez
</b> y <b>Jonathan Pabón Prieto</b> cuyo objetivo es
presentar un dispositivo que estimule el músculo
encargado de la dorsiflexión del pie para corregir la
postura del mismo durante el proceso de marcha ayudando
a pacientes con patología de pie caído.</p>
20 </div>
21 <!-- Login & Register Container -->
22 <div class="contenedor-todo">
23     <div class="caja-trasera">
24         <div class="caja-trasera-login">
25             <h3> ¿Ya tienes una cuenta?</h3>
26             <p>Inicia sesión para entrar en la página</p>
27             <button id="btn-iniciar-sesion">Iniciar Sesión</b
                utton>
28         </div>
29         <div class="caja-trasera-register">
30             <h3> ¿Aún no tienes una cuenta?</h3>
31             <p>Regístrate para que puedas iniciar sesión</p>
32             <button id="btn-registrarse">Registrarse</button>
33         </div>
34     </div>
35 <div class="contenedor-login-register">
36     <!-- Login -->
```

```
37         <form action="" class="formulario-login">
38             <h2>Iniciar Sesión</h2>
39             <input type="text" placeholder="Correo Electrónico"
40                 >
41             <input type="password" placeholder="Contrase a">
42             <button>Entrar</button>
43         </form>
44         <!-- Register -->
45         <form action="" class="formulario-register">
46             <h2>Registrarse</h2>
47             <input type="text" placeholder="Nombre Completo">
48             <input type="text" placeholder="Correo Electrónico"
49                 >
50             <input type="text" placeholder="Usuario">
51             <input type="password" placeholder="Contrase a">
52             <button>Registrarse</button>
53         </form>
54     </div>
55 </div>
56 </main>
57 <footer>
58     <div class="help">
59         <i class="far fa-question-circle"></i>
60     </div>
61     <div class="logos">
```

```
60         
61         
62     </div>
63 </footer>
64     <script src="main.js"></script>
65 </body>
66 </html>
```

## Apéndice C. Código HTML de la página principal

```
1 <!DOCTYPE HTML>
2 <html lang="es">
3 <head>
4   <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1">
5   <meta charset="UTF-8">
6   <title>Inicio</title>
7   <link rel="stylesheet" href="style.css">
8   <link rel="stylesheet" href="https://use.fontawesome.com/releases/
9     v5.15.1/css/all.css" integrity="
10     sha384-vp86vTRFVJgpjF9jiIGPEEqYqlDwgyBgEF109VFjmqGmIY/
11     Y4HV4d3Gp2irVfcrp" crossorigin="anonymous">
12   <script src="https://code.highcharts.com/highcharts.js"></script>
13 </head>
14 <body>
15   <header>
16     <div class="left-header">
17       <i class="fas fa-walking"></i>
18       <h3>Proyecto Pie Caído</h3>
19     </div>
20     <nav>
21       <li><a href="" class="close"><i class="fas fa-sign-out-alt"></i>
22         ></a></li>
23       <li><a href="#" class="personal-info"><span>FOOT-BOT
24         
21         </span></a></li>
22         <li><a href="#" class="history">Historial</a></li>
23         <li><a href="#" class="help">Inicio</a></li>
24     </nav>
25 </header>
26 <main>
27     <h2>ESP32 Lectura de Acelerómetro MPU6050</h2>
28     <div id="chart-angle" class="container-angle"></div>
29     <div id="chart-pulse" class="container-pulse"></div>
30 </main>
31 <footer>
32     <div class="help">
33         <a href="#"><i class="far fa-question-circle"></i></a>
34     </div>
35     <div class="logos">
36         <a href="http://www.uis.edu.co/"></a>
37         <a href="http://e3t.uis.edu.co/"></a>
38     </div>
39 </footer>
```

```
40 </body>
41 <script src="index.js"></script>
42 </html>
```

**Apéndice D. Hoja de estilos CSS de la página de acceso/registro**

```
1  *{
2      margin: 0;
3      padding: 0;
4      box-sizing: border-box;
5      text-decoration: none;
6      font-family: sans-serif;
7  }
8
9  body{
10     background-image: linear-gradient(-225deg, #102244 0%, #33718b 51%,
11         #17423d 100%);
12     background-size: cover;
13     background-repeat: no-repeat;
14     background-position: center;
15     background-attachment: fixed;
16 }
17 header{
18     margin: 30px;
19     margin-left: 30px;
20     padding: 0;
21     max-width: 200px;
22     box-sizing: border-box;
23     display: flex;
```

```
24     color: #fff;
25     align-items: center;
26     justify-content: space-between;
27 }
28
29 header i{
30     font-size: 30px;
31 }
32
33 main{
34     width: 100%;
35     padding: 20px;
36     margin: auto;
37     margin-top: 50px;
38 }
39
40 .contenedor-descripcion{
41     width: 100%;
42     max-width: 1000px;
43     backdrop-filter: blur(40px);
44     margin: auto;
45     padding: 20px;
46     position: relative;
47     border: 2px solid #46a2fd;
48     border-radius: 3px;
```

```
49 }
50
51 .contenedor-descripcion h1{
52     color: #fff;
53     padding-bottom: 20px;
54     text-align: center;
55 }
56
57 .contenedor-descripcion p{
58     color: #fff;
59     text-align: justify;
60 }
61
62 .contenedor-todo{
63     width: 100%;
64     max-width: 800px;
65     margin: auto;
66     margin-top: 90px;
67     position: relative;
68 }
69
70 .caja-trasera{
71     width: 100%;
72     padding: 10px 20px;
73     display: flex;
```

```
74     justify-content: center;
75     backdrop-filter: blur(10px);
76     border-radius: 2px;
77     background-color: rgba(0, 128, 255, 0.5);
78 }
79
80 .caja-trasera div{
81     margin: 100px 40px;
82     color: #fff;
83     transition: all 500ms;
84 }
85
86 .caja-trasera div p,
87 .caja-trasera div button{
88     margin-top: 30px;
89 }
90
91 .caja-trasera div h3{
92     font-weight: 400;
93     font-size: 26px;
94 }
95
96 .caja-trasera button{
97     padding: 10px 40px;
98     border: 2px solid #fff;
```

```
99     background: transparent;
100     font-size: 14px;
101     font-weight: 600;
102     cursor: pointer;
103     color: #fff;
104     outline: none;
105     transition: all 300ms;
106 }
107
108 .caja-trasera button:hover{
109     background: #fff;
110     color: #46a2fd;
111 }
112
113 /* Forms */
114
115 .contenedor-login-register{
116     display: flex;
117     align-items: center;
118     width: 100%;
119     max-width: 380px;
120     position: relative;
121     top: -185px;
122     left: 10px;
123
```

```
124     transition: left 500ms cubic-bezier(0.175, 0.885, 0.320, 1.275);
125 }
126
127 .contenedor-login-register form{
128     width: 100%;
129     padding: 80px 20px;
130     background: #fff;
131     position: absolute;
132     border-radius: 20px;
133 }
134
135 .contenedor-login-register form h2{
136     font-size: 30px;
137     text-align: center;
138     margin-bottom: 20px;
139     color: #46a2fd;
140 }
141
142 .contenedor-login-register form input{
143     width: 100%;
144     margin-top: 20px;
145     padding: 10px;
146     border: none;
147     background: #f2f2f2;
148     font-size: 16px;
```

```
149     outline: none;
150 }
151
152 .contenedor-login-register form button{
153     padding: 10px 40px;
154     margin-top: 40px;
155     border: none;
156     font-size: 14px;
157     background: #46a2fd;
158     color: #fff;
159     cursor: pointer;
160     outline: none;
161 }
162
163 .formulario-login{
164     opacity: 1;
165     display: block;
166 }
167
168 .formulario-register{
169     display: none;
170 }
171
172
173 /* Footer */
```

```
174 footer{
175     position: fixed;
176     width: 100%;
177     max-height: 150px;
178     bottom: 0;
179     display: flex;
180     justify-content: space-between;
181 }
182
183 footer i{
184     color: #fff;
185     float: left;
186     position: absolute;
187     left: 7px;
188     bottom: 7px;
189     font-size: 22px;
190 }
191
192 footer img{
193     max-height: 100px;
194 }
195
196 /* Responsive design */
197
198 @media screen and (max-width: 850px){
```

```
199     main{
200         margin-top: 50px;
201     }
202     .caja-trasera{
203         min-width: 350px;
204         height: 300px;
205         flex-direction: column;
206         margin: auto;
207     }
208     .caja-trasera div{
209         margin: 0;
210         position: absolute;
211     }
212
213     /* Forms */
214
215     .contenedor-login-register{
216         top: -10px;
217         left: -5px;
218         margin: auto;
219     }
220     .contenedor-login-register form{
221         position: relative;
222     }
223 }
```



**Apéndice E. Hoja de estilos CSS de la página principal**

```
1  *{
2      margin: 0;
3      padding: 0;
4      box-sizing: border-box;
5      text-decoration: none;
6      font-family: sans-serif;
7  }
8
9  body{
10     background-image: linear-gradient(-225deg, #102244 0%, #33718b 51%,
11         #17423d 100%);
12     background-size: cover;
13     background-repeat: no-repeat;
14     background-position: center;
15     background-attachment: fixed;
16 }
17 header{
18     margin: 20px;
19     padding: 0;
20     display: flex;
21     align-items: center;
22     justify-content: space-between;
23 }
```

```
24
25 .left-header{
26     margin-left: 10px;
27     width: 100%;
28     max-width: 200px;
29     display: flex;
30     align-items: center;
31     justify-content: space-between;
32     color: #fff;
33 }
34
35 header i{
36     font-size: 30px;
37 }
38
39 nav {
40     width: 400px;
41     height: 60px;
42     display: inline-flex;
43     flex-direction: row-reverse;
44     align-items: center;
45     justify-content: space-around;
46     cursor: pointer;
47     color: #fff;
48     border-radius: 5px;
```

```
49     list-style: none;
50 }
51
52 nav span{
53     width: 160px;
54     display: flex;
55     align-items: center;
56     justify-content: space-around;
57 }
58
59 nav i{
60     margin-left: 0;
61     font-size: 20px;
62 }
63
64 nav span img{
65     width: 45px;
66     height: 45px;
67     border-radius: 50%;
68 }
69
70 nav li {
71     padding: 15px;
72     cursor: pointer;
73     font-size: 18px;
```

```
74 }
75
76 nav li a {
77     color: #fff;
78 }
79
80 nav li a:hover {
81     font-size: 110%;
82     font-weight: bold;
83 }
84
85 nav li i:hover{
86     font-size: 130%;
87 }
88
89 /* Main */
90 main{
91     display: flex;
92     flex-direction: column;
93     justify-content: space-around;
94 }
95
96 h2 {
97     color: #fff;
98     font-size: 40px;
```

```
99     text-align: center;
100 }
101
102 .container-angle{
103     width: 800px;
104     height: 400px;
105     margin: 30px auto;
106 }
107
108 .container-pulse{
109     width: 800px;
110     height: 250px;
111     margin: 0 auto;
112 }
113
114 /* Footer */
115 footer{
116     position: fixed;
117     width: 100%;
118     max-height: 150px;
119     bottom: 0;
120     display: flex;
121     justify-content: space-between;
122 }
123
```

```
124 footer i{
125     color: #fff;
126     float: left;
127     position: absolute;
128     left: 7px;
129     bottom: 7px;
130     font-size: 22px;
131     cursor: pointer;
132 }
133
134 footer i:hover{
135     font-size: 30px;
136 }
137
138 footer a{
139     cursor: pointer;
140 }
141
142 footer img{
143     max-height: 100px;
144 }
```

## Apéndice F. Código JavaScript de la página de acceso/registro

```
1 document.getElementById("btn-registrarse").addEventListener("click",
    register);
2 document.getElementById("btn-iniciar-sesion").addEventListener("click",
    iniciarSesion);
3 window.addEventListener("resize", anchoPagina);
4
5 // Variables
6 var contenedor_login_register = document.querySelector(".
    contenedor-login-register");
7 var formulario_login = document.querySelector(".formulario-login");
8 var formulario_register = document.querySelector(".formulario-register"
    );
9 var caja_trasera_login = document.querySelector(".caja-trasera-login");
10 var caja_trasera_register = document.querySelector(".
    caja-trasera-register");
11
12
13 function anchoPagina() {
14     if (window.innerWidth > 850) {
15         caja_trasera_login.style.display = "block";
16         caja_trasera_register.style.display = "block";
17     }
18     else{
19         caja_trasera_register.style.display = "block";
```

```
20     caja_trasera_register.style.opacity = "1";
21     caja_trasera_login.style.display = "none";
22     formulario_login.style.display = "block";
23     formulario_register.style.display = "none";
24     contenedor_login_register.style.left = "0px";
25 }
26 }
27
28 anchoPagina();
29
30 function iniciarSesion(params) {
31     if (window.innerWidth > 850) {
32         formulario_register.style.display = "none";
33         contenedor_login_register.style.left = "10px";
34         formulario_login.style.display = "block";
35         caja_trasera_register.style.opacity = "1";
36         caja_trasera_login.style.opacity = "0";
37     }
38     else {
39         formulario_register.style.display = "none";
40         contenedor_login_register.style.left = "0px";
41         formulario_login.style.display = "block";
42         caja_trasera_register.style.display = "block";
43         caja_trasera_login.style.display = "none";
44     }
```

```
45 }
46
47 function register(params) {
48     if (window.innerWidth > 850) {
49         formulario_register.style.display = "block";
50         contenedor_login_register.style.left = "410px";
51         formulario_login.style.display = "none";
52         caja_trasera_register.style.opacity = "0";
53         caja_trasera_login.style.opacity = "1";
54     }
55     else{
56         formulario_register.style.display = "block";
57         contenedor_login_register.style.left = "0px";
58         formulario_login.style.display = "none";
59         caja_trasera_register.style.display = "none";
60         caja_trasera_login.style.display = "block";
61         caja_trasera_login.style.opacity = "1";
62     }
63 }
```

**Apéndice G. Código JavaScript de la página principal**

```
1 var chartAngle = new Highcharts.Chart({
2   chart:{ renderTo : 'chart-angle' },
3   title: { text: 'Patrón de Marcha' },
4   series: [{
5     showInLegend: false,
6     data: []
7   }],
8   plotOptions: {
9     line: { animation: false,
10      dataLabels: { enabled: false }
11    },
12    series: { color: '#059e8a' }
13  },
14  xAxis: { type: 'datetime',
15    dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' },
16    text: 'Tiempo'
17  },
18  yAxis: {
19    title: { text: 'Ángulo [grados]' }
20  },
21  },
22  credits: { enabled: false },
23  zoom:{enabled:true}
24 });
```

```
25
26 setInterval(function ( ) {
27     var xhttp = new XMLHttpRequest();
28     xhttp.onreadystatechange = function() {
29         if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
30             var x = (new Date()).getTime(),
31                 y = parseFloat(this.responseText);
32
33             if(chartAngle.series[0].data.length > 500) {
34                 chartAngle.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
35             } else {
36                 chartAngle.series[0].addPoint([x, y], true, false, true);
37             }
38         }
39     };
40     xhttp.open("GET", "/angle", true);
41     xhttp.send();
42 }, 200) ;
43
44 var chartPulse = new Highcharts.Chart({
45     chart:{ renderTo : 'chart-pulse' },
46     title: { text: 'Pulsos de estimulación' },
47     series: [{
48         showInLegend: false,
49         data: []
```

```
50     }],
51     plotOptions: {
52         line: { animation: false,
53             dataLabels: { enabled: false }
54         },
55         series: { color: '#059e8a' }
56     },
57     xAxis: { type: 'datetime',
58         dateTimeLabelFormats: { second: '%H:%M:%S' },
59         text: 'Tiempo'
60     },
61     yAxis: {
62         title: { text: 'Estado' }
63     },
64     },
65     credits: { enabled: false }
66 });
67
68 setInterval(function ( ) {
69     var xhttp = new XMLHttpRequest();
70     xhttp.onreadystatechange = function() {
71         if (this.readyState == 4 && this.status == 200) {
72             var x = (new Date()).getTime(),
73                 y = parseFloat(this.responseText);
74             if(chartPulse.series[0].data.length > 500) {
```

```
75         chartPulse.series[0].addPoint([x, y], true, true, true);
76     } else {
77         chartPulse.series[0].addPoint([x, y], true, false, true);
78     }
79 }
80 };
81 xhttp.open("GET", "/pulse", true);
82 xhttp.send();
83 }, 200) ;
```

**Apéndice H. Código PHP de configuración de las credenciales de la base de datos**

```
1 <?php
2     // config.php
3     // Credenciales
4     $dbhost = "localhost";
5     $dbuser = "root";
6     $dbpass = "";
7     $dbname = "pie_caído_db";
8     // Conexión con la base de datos
9     $con = mysqli_connect($dbhost, $dbuser, $dbpass, $dbname);
10 ?>
```

## Apéndice I. Página PHP para el registro de valores en la base de datos

```
1 <?php
2     // iot.php
3     // Importamos la configuración
4     require("config.php");
5     $angle = $pulse = "";
6
7     if ($_SERVER["REQUEST_METHOD"] == "POST") {
8         $angle = test_input($_POST["angle"]);
9         $pulse = test_input($_POST["pulse"]);
10        // Check connection
11        if ($con->connect_error) {
12            die("Connection failed: " . $con->connect_error);
13        }
14        $sql = "INSERT INTO session(angle, pulse) VALUES('".
15            $angle.", ".$pulse."'");
16        if ($con->query($sql) === TRUE) {
17            echo "New record created successfully";
18        }
19        else {
20            echo "Error: " . $sql . "<br>" . $con->error;
```

```
21
22     $con->close();
23
24 }
25 else {
26     echo "No data posted with HTTP POST.";
27 }
28
29 function test_input($data) {
30     $data = trim($data);
31     $data = stripslashes($data);
32     $data = htmlspecialchars($data);
33     return $data;
34 }
35 ?>
```

**Apéndice J. Código de Arduino**

```
1 #include <Wire.h>
2 #include <WiFi.h>
3 #include <AsyncTCP.h>
4 #include <ESPAsyncWebServer.h>
5 #include <SPIFFS.h>
6
7 //Direccion I2C de la IMU
8 #define MPU 0x68
9
10 //Ratios de conversion
11 #define A_R 16384.0 // 32768/2
12 #define G_R 131.0 // 32768/250
13
14 //Conversion de radianes a grados 180/PI
15 #define RAD_A_DEG = 57.295779
16
17 //MPU-6050 da los valores en enteros de 16 bits
18 //Valores RAW
19 int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ;
20
21 //Angulos
22 float Acc[2];
23 float Gy[3];
24 float Angle[3];
```

```
25
26 String valores;
27 String graf;
28
29 long tiempo_prev;
30 float dt;
31
32 int led = 2;
33
34 int count = 0;
35 int maximo = 0;
36 int minimo = 0;
37 int dato = 0;
38 int valor = 0;
39 String pulso = "0";
40
41 bool flagUp, flagDown;
42
43 // network credentials
44 const char* ssid = "FLIA pp";
45 const char* password = "F4m1l14pp";
46
47 // Create AsyncWebServer object on port 80
48 AsyncWebServer server(80);
49
```

```
50
51 //
-----
52 void setup(){
53   pinMode(led, OUTPUT);
54   Wire.begin(21,22); // D2(GPIO21)=SDA / D1(GPIO22)=SCL
55   Wire.beginTransmission(MPU);
56   Wire.write(0x6B);
57   Wire.write(0);
58   Wire.endTransmission(true);
59   Serial.begin(115200);
60
61   Serial.println("Angulo Pulso");
62
63   // Initialize SPIFFS
64   if(!SPIFFS.begin(true)){
65     Serial.println("An Error has occurred while mounting SPIFFS");
66     return;
67   }
68   // Connect to Wi-Fi
69   WiFi.mode(WIFI_STA);
70   WiFi.begin(ssid, password);
71   Serial.println("");
72   Serial.print("Connecting to WiFi...");
```

```
73 while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
74     Serial.print(".");
75     delay(1000);
76 }
77 Serial.println("");
78 // Print ESP32 Local IP Address
79 Serial.println(WiFi.localIP());
80
81 // Route for root / web page
82 server.on("/", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
83     request->send(SPIFFS, "/index.html", "text/html");
84 });
85 server.on("/angle", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
86     request->send(200, "text/plain", String(valores));
87 });
88 server.on("/pulse", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request){
89     request->send(200, "text/plain", String(pulso));
90 });
91
92 server.begin();
93 }
94
95 void loop()
96 {
97     //Leer los valores del Acelerometro de la IMU
```

```
98 Wire.beginTransmission(MPU);
99 Wire.write(0x3B); //Pedir el registro 0x3B - corresponde al AcX
100 Wire.endTransmission(false);
101 Wire.requestFrom(MPU,6,true); //A partir del 0x3B, se piden 6
    registros
102 AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //Cada valor ocupa 2 registros
103 AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
104 AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
105
106 //A partir de los valores del acelerometro, se calculan los angulos Y,
    X
107 //respectivamente, con la formula de la tangente.
108 Acc[1] = atan(-1*(AcX/A_R)/sqrt(pow((AcY/A_R),2) + pow((AcZ/A_R),2)))*
    RAD_TO_DEG;
109 Acc[0] = atan((AcY/A_R)/sqrt(pow((AcX/A_R),2) + pow((AcZ/A_R),2)))*
    RAD_TO_DEG;
110
111 //Leer los valores del Giroscopio
112 Wire.beginTransmission(MPU);
113 Wire.write(0x43);
114 Wire.endTransmission(false);
115 Wire.requestFrom(MPU,6,true); //A partir del 0x43, se piden 6
    registros
116 GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //Cada valor ocupa 2 registros
117 GyY=Wire.read()<<8|Wire.read();
```

```
118 GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read();
119
120 //Calculo del angulo del Giroscopio
121 Gy[0] = GyX/G_R;
122 Gy[1] = GyY/G_R;
123 Gy[2] = GyZ/G_R;
124
125 dt = (millis() - tiempo_prev) / 1000.0;
126 tiempo_prev = millis();
127
128 //Aplicar el Filtro Complementario
129 Angle[0] = 0.98 *(Angle[0]+Gy[0]*dt) + 0.02*Acc[0];
130 Angle[1] = 0.98 *(Angle[1]+Gy[1]*dt) + 0.02*Acc[1];
131
132 //Integración respecto del tiempo para calcular el YAW
133 Angle[2] = Angle[2]+Gy[2]*dt;
134
135 valor = int(Angle[0]+3);
136 valores = String(Angle[0]+3);
137
138 dato++;
139
140 // Sentido(direccion)
141 if(dato == 1) {
142     if(valor >= 0) {
```

```
143     flagUp = true;
144     flagDown = false;
145 }
146 else {
147     flagUp = false;
148     flagDown = true;
149 }
150 }
151
152 // Subida
153 if(valor >= maximo) {
154     maximo = valor;
155     flagUp = true;
156
157 }
158
159 // Bajada
160 else if(valor <= minimo) {
161     minimo = valor;
162     flagDown = true;
163
164 }
165
166 // Maximo
167 else if(valor < maximo && flagDown == false && flagUp == true) {
```

```
168     count++;
169
170     if(count == 5) {
171         minimo = valor;
172         flagUp = false;
173         flagDown = true;
174         count = 0;
175         pulso = "1";
176         digitalWrite(led, HIGH);
177     }
178 }
179
180 // Minimo
181 else if(valor > minimo && flagDown == true && flagUp == false) {
182     count++;
183
184     if(count == 5) {
185         maximo = valor;
186         flagUp = true;
187         flagDown = false;
188         count = 0;
189         pulso = "0";
190         digitalWrite(led, LOW);
191     }
192 }
```

```
193  
194     Serial.print(String(valores));  
195     Serial.print(" ");  
196     Serial.println(String(pulso));  
197  
198     delay(10);  
199 }
```

**Apéndice K. Código en arduino para el cálculo del tiempo de lectura de los datos por parte del sensor MPU6050**

```
1
2 #include "I2Cdev.h"
3 #include "MPU6050.h"
4 #include "Wire.h"
5 MPU6050 sensor;
6 int16_t ax, ay, az;
7 void setup() {
8
9     Serial.begin(115200);
10    Wire.begin();
11    sensor.initialize();
12
13    if (sensor.testConnection()) Serial.println("Sensor iniciado
14        correctamente");
15    else Serial.println("Error al iniciar el sensor");
16    muestreo();
17
18 void loop() {
19 }
20
21 void muestreo() {
22     unsigned long ptime;
```

```
23  unsigned long ctime;
24  unsigned long tiempo, temp;
25  byte i;
26  Serial.println("*****");
27  Serial.println("    TIEMPO DE MUESTREO:");
28  Serial.println("Tiempo(us)\t\tax\t\tay\t\taz\t\ttdt(us)"); //
29  Serial.println("*****");
30
31  for (byte i = 0; i < 10; i++) {
32      ptime = micros();
33      sensor.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
34      ctime = micros();
35      Serial.print((String)ctime + "\t\t" + ax + "\t\t" + ay + "\t\t" +
36          az);
37      Serial.print("\t\tMuestra: ");
38      Serial.print(i + 1);
39      Serial.print(" Tiempo: ");
40      Serial.println(ctime - ptime);
41      tiempo = ctime - ptime;
42      temp = temp + tiempo;
43  }
44
45  Serial.print("Promedio del tiempo de lectura de los datos: ");
46  Serial.println(temp/10);
```

47 }

