

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

*Trabajo de titulación previo
a la obtención del título
de Ingeniero Electrónico*

PROYECTO TÉCNICO CON ENFOQUE INVESTIGATIVO:

**“PROTOTIPO DE PLANTILLA INTELIGENTE PARA
MONITOREAR LAS PRESIONES PLANTARES EN LA
CAMINATA OLÍMPICA”**

AUTOR:

JOSÉ PATRICIO CAMPOVERDE GÁRATE

TUTOR:

ING. FREDDY LEONARDO BUENO PALOMEQUE, MSC.

CUENCA - ECUADOR

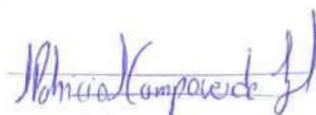
2019

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Yo, José Patricio Campoverde Gárate con documento de identificación N° 0107327421, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de titulación: **“PROTOTIPO DE PLANTILLA INTELIGENTE PARA MONITOREAR LAS PRESIONES PLANTARES EN LA CAMINATA OLÍMPICA”**, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Electrónico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2019



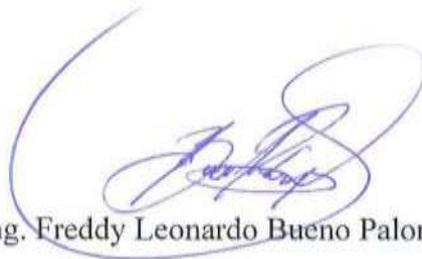
José Patricio Campoverde Gárate

C.I. 0107327421

CERTIFICACIÓN

Yo, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **“PROTOTIPO DE PLANTILLA INTELIGENTE PARA MONITOREAR LAS PRESIONES PLANTARES EN LA CAMINATA OLÍMPICA”**, realizado por José Patricio Campoverde Gárate, obteniendo el *Proyecto Técnico con enfoque investigativo* que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, julio del 2019



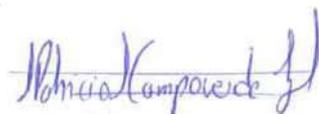
Ing. Freddy Leonardo Bueno Palomeque, Msc.

C.I. 0103217659

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Yo, José Patricio Campoverde Gárate con documento de identificación N° 0107327421, autor del trabajo de titulación: **“PROTOTIPO DE PLANTILLA INTELIGENTE PARA MONITOREAR LAS PRESIONES PLANTARES EN LA CAMINATA OLÍMPICA”**, certifico que el total contenido del *Proyecto Técnico con enfoque investigativo* es de mi exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, julio del 2019



José Patricio Campoverde Gárate

C.I. 0107327421

AGRADECIMIENTO

Le presento mis más sinceros agradecimientos al Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana (GIIB-UPS) principalmente al mi tutor el Ing. MSc. Freddy Leonardo Bueno Palomeque, por el apoyo brindado durante el desarrollo del proyecto. Extiendo mis agradecimientos al Lcdo. Julio Chuqui y al Sr. Daniel Pintado, entrenador y atleta de la Federación Deportiva del Azuay quienes colaboraron para la ejecución de la marcha y puesta a prueba del prototipo diseñado.

José Patricio Campoverde Gárate

DEDICATORIA

Para mi familia, especialmente para mis padres Samuel e Inés y para mi hermano Julio quienes me brindaron su apoyo incondicional, siendo los principales cimientos para mi formación como profesional, forjando en mi responsabilidad y deseos de superación.

José Patricio Campoverde Gárate

ÍNDICE GENERAL

AGRADECIMIENTO	I
DEDICATORIA	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ÍNDICE DE FIGURAS	V
ÍNDICE DE TABLAS	VII
RESUMEN	VIII
INTRODUCCIÓN	IX
ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO	X
JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)	XI
OBJETIVOS	XII
OBJETIVO GENERAL.....	XII
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	XII
CAPÍTULO 1: MARCHA ATLÉTICA Y SISTEMAS EMBEBIDOS PARA ANÁLISIS DE PRESIONES PLANTARES.....	1
1.1 MARCHA ATLÉTICA O CAMINATA OLÍMPICA.	1
1.1.1 TÉCNICA DE LA MARCHA ATLÉTICA.	2
1.2 DISTRIBUCIÓN DINÁMICA DE LAS FUERZAS PLANTARES.	3
1.3 TECNOLOGÍAS UTILIZADAS PARA EL ANÁLISIS DE LAS PRESIONES PLANTARES.	4
CAPÍTULO 2: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA.	8
2.1 DISEÑO Y DESARROLLO DE LAS PLANTILLAS PARA LA MEDICIÓN DE LAS FUERZAS PLANTARES.....	9
• MICROPROCESADOR ATMEGA 128PAU	12
• BLUETOOTH HC-05	13
• BATERÍA DE POLÍMERO DE LITIO	13
• CIRCUITO INTEGRADO LM324-N.....	14
• TARJETA DE ALMACENAMIENTO MICROSD	14
2.1.1 DISEÑO DE LA TARJETA ELECTRÓNICA PARA EL PROTOTIPO PROPUESTO.	14
CAPÍTULO 3: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.	24

3.1.1	VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO PARA EL MONITOREO DE PRESIONES PLANTARES “SMPP v1”	24
3.1.2	RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS UTILIZANDO EL SISTEMA “SMPP v1”	28
CAPÍTULO 4:	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	38
	CONCLUSIONES	38
	RECOMENDACIONES	41
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
	APÉNDICES	45
	APÉNDICE A: DISEÑOS ESQUEMÁTICOS Y PCBs DE LAS PLACAS ELECTRÓNICAS...	45
	APÉNDICE B: DIMENSIONES DE LOS PROTECTORES PLÁSTICOS PARA LAS TARJETAS ELECTRÓNICAS.	46
	APÉNDICE C: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS Y MANUAL DE USO DEL PROTOTIPO SMPPv1.	47
	APÉNDICE D: PRESUPUESTO DEL PROTOTIPO SMPPv1.	49

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 0.1 Ejemplo de falta técnica cometida en la Caminata Olímpica. [4].....</i>	<i>2</i>
<i>Figura 0.2 Fases de la Caminata Olímpica. [6].....</i>	<i>3</i>
<i>Figura 2.1 Diagrama de bloques del prototipo propuesto. Fuente: Autor.....</i>	<i>9</i>
<i>Figura 2.2 Conexión de los sensores Flexiforce con el circuito amplificador al microcontrolador Fuente: Autor.....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 2.3 Distribución física de los sensores de fuerza en los pies. [20].....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 2.4 Adquisición de las señales de las Resistencias Sensibles a la Fuerza (FSR). Fuente: Autor.....</i>	<i>15</i>
<i>Figura 2.5 Esquemático de la conexión del módulo Bluetooth y el microcontrolador. Fuente: Autor.....</i>	<i>15</i>
<i>Figura 2.6 Esquemático de las conexiones del microcontrolador con la tarjeta de almacenamiento masivo microSD. Fuente: Autor.....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 2.7 Diseño PCB 3D y real de la tarjeta electrónica 1. Fuente: Autor.....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 2.8 Diseño PCB 3D y real de la tarjeta electrónica 2. Fuente: Autor.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 2.9 Diseño 3D del case para la tarjeta electrónica 1. Fuente: Autor.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 2.10 Diseño 3D del case para la tarjeta electrónica 2. Fuente: Autor.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 2.11 Prototipos terminados. Fuente: Autor.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 2.12 Prototipos terminados. Fuente: Autor.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 2.13 Prototipos terminados. Fuente: Autor.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 2.14 Programa de computadora para análisis de datos. Fuente: Autor.....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 2.15 Funcionamiento del botón “Analizar faltas”. Fuente: Autor.....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 2.16 Información presentada mediante el Histograma. Fuente: Autor.....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 2.17 Simulación de la prueba 1. Fuente: Autor.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 2.18 Señal graficada de forma independiente “Talón derecho”. Fuente: Autor.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 2.19 Señal graficada de forma independiente “Talón izquierdo”. Fuente: Autor.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 2.20 Funcionamiento de los botones para análisis de la gráfica. Fuente: Autor.....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 3.1 Proceso de saltos para validación del sistema: (a) Salto 4, (b) Salto 6, (c) Salto 7.</i>	<i>25</i>

<i>Figura 3.2 Variación de la presión plantar en el pie derecho al saltar: (a) Variación de la presión plantar en el talón derecho y dedo pulgar derecho al realizar saltos al asar, (b) Análisis del tiempo de vuelo de cada salto (c) Tiempo de vuelo del primer salto ejecutado. Fuente: Autor.</i>	26
<i>Figura 3.3 Dispersión de los errores absoluto y relativo. Fuente: Autor</i>	28
<i>Figura 3.4 Prototipo SMPP siendo utilizado por el atleta.</i>	28
<i>Figura 3.5 Variación de la presión plantar con respecto al tiempo: (a) Variación de presión plantar en el talón derecho, (b) Variación de presión plantar en el dedo pulgar derecho, (c) Variación de la presión plantar en el talón izquierdo, (d) Variación de la presión plantar en el dedo pulgar izquierdo, (e) Variación de la presión plantar en los dos puntos de cada pie. Fuente: Autor.</i>	30
<i>Figura 3.6 Detección de faltas en la variación de la presión plantar: (a) Ejemplo de detección de faltas durante la prueba 1, (b) Ejemplo de detección de faltas durante la prueba 2. Fuente: Autor.</i>	31
<i>Figura 3.7 Histograma resultante de la prueba realizada, Fuente: Autor.</i>	32
<i>Figura 3.8 Datos anómalos emitidos por los sensores, Fuente: Autor</i>	33
<i>Figura 3.9 Histogramas asociativos entre faltas cometidas y tiempos de vuelo por cada falta: (a) Histograma general resultante de las pruebas realizadas tipo 1, (b) Histograma general resultante de las pruebas realizadas tipo2. (c) Histograma general resultante de las pruebas realizadas tipo 3. Fuente: Autor.</i>	36
<i>Figura 3.10 Dispersión de los tiempos de vuelo de acuerdo al tipo de prueba. Fuente: Autor.</i>	37

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Características físicas de los sensores Flexiforce modelo A401 [18].....	10
Tabla 2.2 Especificaciones técnicas del microprocesador ATMEGA32U4 [21].	12
Tabla 2.3 Especificaciones técnicas del Bluetooth HC-05 [22].....	13
Tabla 2.4 Especificaciones técnicas de la batería de polímero de litio. [23]	13
Tabla 2.5 Especificaciones técnicas del integrado LM324-N. [24].....	14
Tabla 3.1 Resultados obtenidos del Kinovea y del prototipo propuesto “SMPP v1”.27	
Tabla 3.2 Resultados obtenidos con el Sistema de Monitoreo para Presiones Plantares.	34
Tabla 4.1 Resultados de velocidad aproximada, promedio de faltas y tiempos de vuelo de acuerdo al tipo de prueba realizada.	38

RESUMEN

Este documento presenta el diseño, desarrollo e implementación de un sistema electrónico embebido para la medición de presiones plantares durante la caminata olímpica en dos puntos de cada pie, considerando la zona del talón y el dedo pulgar que es donde se ejercen las fuerzas más significativas. Este sistema está enfocado a la correcta evaluación de la técnica que se debe ejercer en esta disciplina por parte de los atletas durante el ciclo de marcha. El prototipo está desarrollado en cuatro bloques. Bloque 1: plantillas instrumentadas, conformadas por dos sensores de efecto piezo-resistivo muy delgados. Bloque 2: sistema inalámbrico para transmisión de datos utilizando módulos Bluetooth HC-05, dichos datos se enviarán de una plantilla a otra y serán procesados por el Bloque 3: sistema electrónico capaz de procesar, recibir y guardar los datos mediante un microcontrolador que posteriormente serán analizados en el bloque 4, los datos almacenados serán procesados y evaluados en un computador y posteriormente serán integrados a una base de datos la cual estará a disposición de entrenadores y marchistas.

Se debe considerar que en la caminata olímpica el hecho de tener los dos pies levantados del suelo se considera como una falta técnica, por lo que este sistema está pensado como una herramienta de análisis cuantitativo de ayuda para deportistas y entrenadores de esta disciplina de manera que se pueda proveer una retroalimentación específica de las fallas en la técnica y corregirlas durante cada entrenamiento.

INTRODUCCIÓN

El Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica Salesiana (GIIB-UPS) en conjunto con un deportista de la Federación Deportiva del Azuay desarrollo el sistema SMPP “Sistema de Monitoreo para Presiones Plantares” para realizar evaluaciones y detección de faltas en la caminata olímpica. El sistema desarrollado permitirá a deportistas y entrenadores ejecutar pruebas para analizar las faltas que se cometen durante los entrenamientos en la disciplina denominada “Caminata o Marcha Olímpica” permitiendo registrar los resultados y analizar la efectividad en los métodos de entrenamiento y mejora en la técnica por parte del deportista.

El presente informe detalla el desarrollo, implementación y pruebas realizadas de un prototipo para medir las presiones plantares dirigido a deportistas de caminata olímpica de manera que se puedan detectar faltas en la técnica de esta disciplina. Las zonas del pie consideradas para cuantificar y medir las presiones plantares fueron el talón y dedo pulgar de los pies izquierdo y derecho. El prototipo esta conformado por dos plantillas instrumentadas, un sistema electrónico para el almacenamiento de datos, un sistema de comunicación inalámbrica, una aplicación de escritorio para el procesamiento de los datos y una base de datos.

Las plantillas registran las fuerzas plantares en dos puntos de cada pie, que son la zona del talón y el dedo pulgar consideradas zonas donde se ejercen las fuerzas plantares más significativas. Las plantillas instrumentadas son insertadas en los zapatos de los deportistas para registrar las fuerzas plantares durante la práctica de marcha atlética o caminata olímpica. Los datos obtenidos se envían de forma inalámbrica de pie a pie y se almacenan mediante un microcontrolador en una microSD para posteriormente ser analizados en un computador y almacenar los resultados en una base de datos correspondiente a cada deportista.

ANTECEDENTES DEL PROBLEMA DE ESTUDIO

El estudio de las presiones plantares en la actualidad expone varias soluciones a problemas de carácter médico que las personas presentan, como es el caso del pie diabético, pie plano, pérdida de equilibrio, malformaciones en los pies, análisis postural, etc. El análisis de las presiones plantares es de interés para médicos, fisioterapeutas, deportistas y en la actualidad es de interés para cualquier persona que quiera realizar el examen. Sin embargo, pocos de los estudios realizados se orientan a la solución de problemas en los deportes.

En la ejecución de la marcha olímpica, la evaluación de faltas cometidas por el atleta esta destinada al criterio de jueces, los cuales determinan si se cometió o no una falta durante una competencia. Este método de evaluación puede resultar ambiguo al criterio de las personas resultando de baja confiabilidad, llegando a depender de la experiencia del juez y de su interpretación. Consecuentemente son necesarios instrumentos validados que permitan realizar evaluaciones precisas y confiables. De esta manera se contribuye con la formación de los deportistas a lo largo de su carrera.

JUSTIFICACIÓN (IMPORTANCIA Y ALCANCES)

El análisis de las presiones plantares es un factor relevante que actualmente se utiliza para brindar soporte a las áreas de medicina y deporte, con la finalidad de proveer un diagnóstico presuntivo confiable a pacientes o deportistas. Existen muchas propuestas para medir las presiones plantares mediante sistemas embebidos en una plantilla inteligente. Sin embargo, la mayoría de estos sistemas hacen énfasis en problemas como la pérdida de equilibrio, malformaciones en los pies, análisis postural, pie diabético, etc. Es por ello por lo que en este proyecto se plantea desarrollar un sistema para monitorear las presiones plantares en la caminata olímpica en estudiantes de Cultura Física que practican esta disciplina para analizarlas de tal manera que contribuyan con la retroalimentación de errores cometidos en la técnica al practicar este deporte, recalcando que en esta disciplina se considera como falta el hecho de tener los dos pies en el aire. Esto permitirá al deportista perfeccionar su técnica y formarse como un marchista profesional. Es importante subrayar que este sistema será totalmente personalizado a cada deportista teniendo una retroalimentación específica, lo que contribuirá para que la técnica de la caminata olímpica sea perfeccionada en menor tiempo que lo habitual. Además, este sistema pretende que los deportistas se proyecten a ser profesionales en la disciplina de la caminata olímpica, lo que brindará un soporte económico solvente a cada uno de ellos.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Desarrollar un prototipo de plantilla inteligente para monitorear las presiones plantares en la Marcha Olímpica utilizando sensores de fuerza.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un sistema electrónico capaz de medir, guardar y transmitir datos obtenidos por medio de sensores de fuerza al medir las presiones plantares
- Diseñar la plantilla que albergará el sistema electrónico para medición de presiones plantares.
- Desarrollar una aplicación computacional para el análisis de los resultados obtenidos en la medición de presiones plantares.
- Evaluar y validar los datos guardados para detectar errores en la técnica de la caminata olímpica.

CAPÍTULO 1: MARCHA ATLÉTICA Y SISTEMAS EMBEBIDOS PARA ANÁLISIS DE PRESIONES PLANTARES.

En este capítulo se detalla la importancia del proyecto propuesto, conceptos básicos de la técnica en la caminata olímpica o marcha atlética, teoría de la distribución de las fuerzas plantares, la influencia de esta disciplina en el Ecuador y finalmente se presenta un resumen de las tecnologías utilizadas en el análisis de las presiones plantares.

En el Ecuador se practica diversidad de deportes de manera profesional, entre ellos: fútbol, patinaje, atletismo, baloncesto, karate, judo, etc. Sin embargo, de todos los deportes mencionados solo uno a logrado sobresalir a nivel mundial, siendo este la marcha atlética, la cual es parte o derivación del atletismo. Ecuador logró la primera medalla de oro en los Juegos Olímpicos de Atlanta de 1996, posteriormente fue campeón del mundo en los Juegos Panamericanos de 2003, Helsinki 2005 y en Osaka 2007 en la disciplina de 20km marcha, además de esto se consiguió el Oro Olímpico en marcha femenina en el Campeonato Mundial de Menores en Nairobi 5000m en 2017, [1] en 2018 el marchista Andrés Chocho logró ganar el Circuito de la IAAF [2], siendo de gran importancia para el Ecuador, el cual se dio a conocer a nivel mundial gracias a este deporte y a su excelente representante como lo fue Jefferson Pérez. Tomando en cuenta la importancia de este deporte para el país, se plantea la idea de usar herramientas tecnológicas electrónicas para contribuir con la formación profesional de los deportistas en la disciplina de marcha o caminata olímpica.

1.1 MARCHA ATLÉTICA O CAMINATA OLÍMPICA.

La caminata olímpica es una disciplina derivada del atletismo que tiene como finalidad caminar lo más rápido posible sin llegar a correr. Es importante no confundir con la carrera a pie, donde los deportistas pueden flotar con ambos pies del suelo al tiempo, y con la caminata de calle, en la que no esta permitido trotar ni marchar.

La marcha atlética se documenta por primera vez en Inglaterra culminando el siglo XVII. Aumentado su popularidad en el siglo XIX, siendo una disciplina que se dio a conocer en toda Europa. Francia, Suecia, Alemania e Italia organizaron marchas populares masivas. Después cruzó el océano Atlántico dándose a conocer

principalmente en México y Estados Unidos. [3] Las reglas en la caminata olímpica han presentado diversas variaciones. La regla fundamental que se a mantenido es la exigencia para no perder el contacto de ambos pies con el piso, con referencia a la flexión de la rodilla si se han presentado variantes. Es por ello, que la Caminata Olímpica esta definida como una serie de pasos ejecutados de tal manera que el atleta conserve el contacto de sus pies con el suelo, con la finalidad de no provocar pérdida de contacto visible. La pierna que avanza no debe doblarse en la rodilla, (es decir, tiene que permanecer recta) a partir del primer contacto con el suelo hasta que se halle en posición vertical. [4]

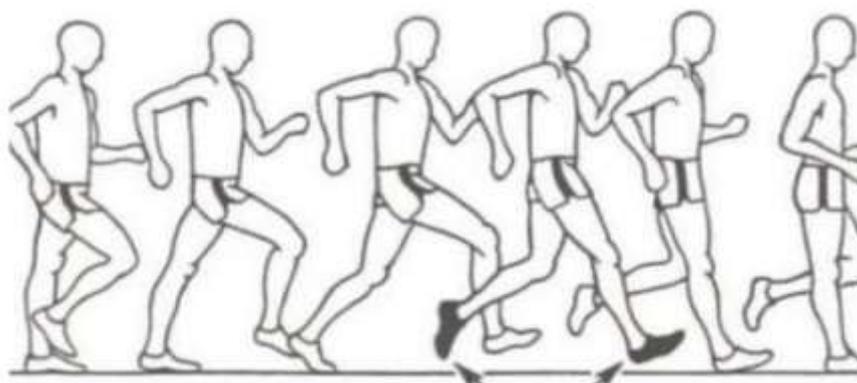


Figura 0.1 Ejemplo de falta técnica cometida en la Caminata Olímpica. [4]

1.1.1 TÉCNICA DE LA MARCHA ATLÉTICA.

La técnica de la marcha atlética consta de cuatro fases:

- **Fase de apoyo doble.** El apoyo doble se da cuando el deportista tiene los dos pies en contacto con el piso, pudiendo ser el talón de la pierna adelantada y los dedos de los pies de la pierna contralateral, coincidiendo con el inicio y final de las fases de tracción e impulso respectivamente. En esta fase se determina la longitud del paso, produciendo una flexión dorsal del tobillo mayor al entrar en contacto con el talón y una flexión plantar mayor durante el despegue, mientras la rodilla debe mantenerse en posición de hipertensión durante el apoyo.
- **Fase de tracción.** Empieza después del contacto del talón de la pierna adelantada con el suelo y termina cuando el peso del cuerpo se encuentra sobre la pierna de apoyo y el pie de la pierna contralateral esta en paralelo al piso.

- **Fase de apoyo simple o "relajación"**. Se da cuando el pie entra totalmente en contacto con el piso y el peso del cuerpo se encuentra sobre la pierna de apoyo, en tanto que la pierna contralateral, que se balancea, cruza la vertical. Esta definida como fase intermedia entre tracción e impulso.
- **Fase de impulso**. Esta fase empieza cuando la proyección del centro gravitacional del cuerpo atraviesa la vertical del punto de apoyo y finaliza cuando el pie de la pierna trasera se pone a flote y continúa balanceándose hacia delante extendiéndose con la finalidad de hacer contacto con el piso. [5]

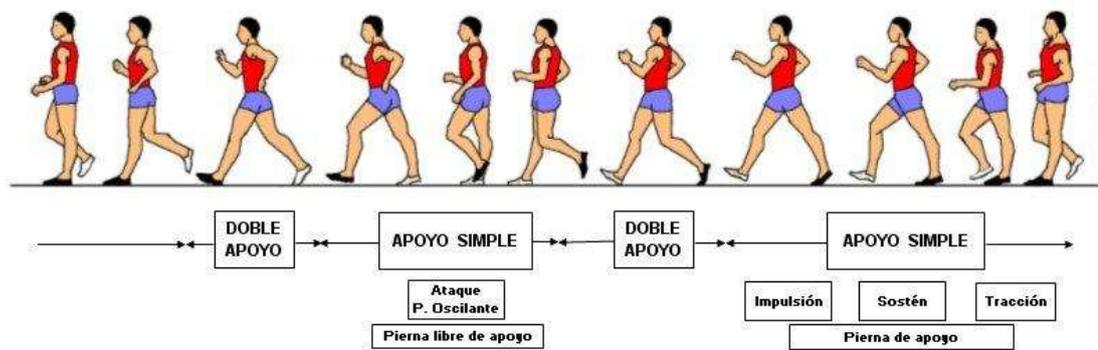


Figura 0.2 Fases de la Caminata Olímpica. [6]

En la figura 1.2, se presentan las fases de la marcha atlética y la técnica legal que deben practicar los deportistas, se recalca que en la técnica de la marcha atlética los brazos van flexionados en ángulo recto, sin flexionar las rodillas ni despegar los dos pies del suelo.

La técnica en la caminata olímpica es sencilla. Se tiene la necesidad de efectuar movimientos acoplados y en alta velocidad debido al aumento de frecuencia de los movimientos. No es necesario un gran movimiento de la cadera, su fuerza tiene que ser utilizada para el movimiento. [7]

1.2 DISTRIBUCIÓN DINÁMICA DE LAS FUERZAS PLANTARES.

El pie es parte inseparable en la función de apoyo, proporción y soporte anti-gravitatorio del sistema motriz humano, por lo tanto, su estudio y comprensión son indispensables para garantizar la salud del pie de todas las personas. La medición de la distribución de fuerzas plantares se utiliza para: diagnosticar enfermedades del pie, evaluar la deformación del pie, realizar un seguimiento de tratamientos protésicos y

en la medicina deportiva es utilizada en el estudio del calzado deportivo, en la evaluación de plantillas y como soporte de entrenamiento en deportistas de alto rendimiento. Es por ello por lo que el uso de sistemas para analizar la distribución de presiones o fuerzas plantares como el podobarógrafo, el podómetro y la plantilla instrumentada son muy utilizadas en laboratorios de biomecánica, con fines académicos, médicos o deportivos. Destacamos que el registro de presiones plantares contribuye con información de vital importancia para tratamiento en posibles afecciones de la caminata o marcha, mediante el diseño de una plantilla personalizada en los zapatos del paciente o deportista que permitan mitigar presiones inadecuadas limitando el peso soportado en zonas específicas de la planta del pie, así como también se puede utilizar para fines deportivos en los cuales se tenga como objetivo formar deportistas de élite [8].

1.3 TECNOLOGÍAS UTILIZADAS PARA EL ANÁLISIS DE LAS PRESIONES PLANTARES.

Diversos estudios se realizan a nivel mundial asociados a la medición de parámetros de presión plantar involucrados en el proceso de marcha humana; por ejemplo, en [9], los autores propusieron un sistema de medición de bajo costo implementado en el zapato con la finalidad de obtener mediciones de presiones plantares relevantes en aplicaciones médicas y deportivas debido a que estas proporcionan información de la distribución de presión del pie durante la marcha. El sistema utilizó materiales piezo-resistivo incrustados en carbono comercialmente no disponible; sin embargo, el sistema tiene varios nodos para medición de presiones plantares. La metodología con respecto al hardware usada por los autores en [9], esta detallada en [10], con la diferencia de que esta no incluye la comunicación Bluetooth.

En [9], presentan dos prototipos de plantilla inteligente como una solución tecnológica para el apoyo a personas de edad avanzada o frágiles que pueden sufrir complicaciones al caminar y pérdida de equilibrio. Los datos se registraron de manera continua para modelar los hábitos de caminar, permitiendo la detección de desviaciones o cambios en el patrón de la caminata establecidos por un experto de la salud. El monitoreo por parte de un especialista en salud puede apoyar el envejecimiento activo de personas mayores. Los autores presentaron el diseño de un dispositivo microelectrónico de baja potencia integrado en una plantilla inteligente la

cual es capaz de adquirir datos en periodos desde una semana a tres meses, evitando de esta manera tener que asistir a hospitales o clínicas para realizar análisis en la caminata de los pacientes. El sistema propuesto está basado en sensores de fuerza, microcontrolador electrónico, acelerómetros, módulo para comunicación inalámbrica y el desarrollo software en JAVA para guardar los datos obtenidos. El siguiente paso para seguir consiste en la validación técnica y clínica de la plantilla inteligente para monitorear a las personas frágiles en su vida diaria [11].

Los autores de [11], [12], proponen una solución al problema generado al realizar un análisis convencional de la marcha, como las limitaciones en tiempos de medición, los que dificultan el diagnóstico de las afecciones de los pacientes. Para este análisis se necesita un laboratorio de marcha específico con instrumentos operados por un profesional de la salud, lo que involucra costos muy altos y baja precisión en el análisis de la marcha. Es por esto y considerando que la demanda para análisis de marcha para fines personales se ha incrementado recientemente. [11], [12], proponen un sistema de plantilla inteligente, la cual utiliza una matriz de Sensores Piezo-Resistivos para medir presiones plantares y modelar una zancada de la persona con bajo consumo de energía. Los datos obtenidos son: cantidad de pasos, velocidad de desplazamiento y distancia recorrida, transmitiéndolos al dispositivo móvil o computadora del usuario mediante comunicación Bluetooth. Los datos obtenidos pueden ser analizados posteriormente por doctores o fisioterapeutas y se podrá prevenir malformaciones en los pies, fracturas, etc.

En [13], presentan un sistema que puede detectar las presiones plantares durante la marcha o caminata, los datos obtenidos pueden enviarse como información a un dispositivo móvil el cual podrá recibir, almacenar y mostrar la presión de ambos pies en una interfaz de usuario. El sistema presentado es capaz de identificar el ciclo de marcha y la distribución de la presión en los pies, la cual puede usarse para ayudar a médicos o entrenadores deportivos.

Después de construir y probar el sistema propuesto en [13], utilizando cinco sensores de presión y comunicación Bluetooth para la transmisión de datos, lograron obtener gráficas de las presiones plantares de un hombre joven las cuales pueden ser puestas a disposición de un fisioterapeuta para su análisis.

En [10], se presenta un estudio en el cual se diseñaron y desarrollaron plantillas inteligentes para medir las presiones plantares en tiempo real, teniendo como plus el punto costo-efectividad. La transferencia de datos se realiza mediante comunicación

Wireless y el análisis se produce en tiempo real. La metodología empleada por [14] para el diseño de la plantilla se basa en material piezo-resistivo incrustado en carbono, formando una matriz de 75 nodos de medición en cada plantilla. Para la adquisición de los datos se utiliza un microcontrolador a 32bit y posteriormente mediante módulos Bluetooth en cada plantilla se envía los datos obtenidos a un PC portátil. Seguidamente, compararon los datos obtenidos por [14] con la placa de fuerza Kistler logrando muy buenos resultados con un sistema económico y eficaz, teniendo una medición de r^2 de 0.974 por las plantillas y r^2 de 0.981 por la placa Kistler. r^2 es el coeficiente de relación que existe entre la fuerza aplicada y la variación de resistencia en la plantilla propuesta y en la placa Kistler. En este artículo se concluye que la plantilla inteligente presenta versatilidad para realizar mediciones de presiones plantares precisas en diferentes ambientes sin la necesidad de un laboratorio con instrumentación avanzada.

En [10], se presenta el desarrollo y montaje de una plataforma modular multi-sensor de baja potencia la cual posee transmisión inalámbrica de datos. Los componentes electrónicos de los que consta la plataforma son: un giroscopio, sensores de presión y temperatura y un microcontrolador de baja potencia con transmisión Bluetooth, los cuales están integrados en una plantilla de zapato de silicona. La plantilla de sensor inteligente mide datos vitales y corporales monitoreando la actividad física de una persona o paciente.

El principal objetivo de este prototipo es detectar las caídas de los usuarios y enviar una solicitud de ayuda a familiares o enfermeras. Es importante destacar que estos usuarios son personas de edad avanzada las cuales están expuestas constantemente a caídas riesgosas.

En [15], se propone una plantilla inteligente la cual utiliza sensores de presión, temperatura y humedad. Los datos recopilados por esta plantilla son guardados en la nube. La plantilla brinda a los usuarios aficionados al deporte y trabajadores profesionales la capacidad de: capturar, monitorear y compartir datos mediante una APP, la cual estará conectada a la plantilla de forma inalámbrica. Los datos obtenidos serán útiles para corregir la posición de las personas al estar de pie, caminando o corriendo. Además, esto puede ayudar a decidir si el par de zapatos que se están usando son aptos para sus pies. De no ser así, la plantilla puede contribuir a obtener un par de zapatos personalizados a los usuarios. De este artículo se destaca la importancia que tiene comprar un par de zapatos y como estos pueden afectar a la salud de las personas.

Este sistema es capaz de capturar y enviar datos mediante comunicación Bluetooth a un dispositivo móvil, el cual es el encargado de guardar todos los datos en la nube por medio de “Internet de las cosas” IoT.

Se debe recalcar que para validar el sistema propuesto en [15], fue necesario que el sistema incremente la información almacenada en la nube de manera que se pueda tener una base de datos la cual pueda brindar una correcta retroalimentación para ayudar a las personas que deseen obtener un par de zapatos hechos para la estructura de su pie.

En [16], se presenta un sistema para evaluar el balance y el centro de presión del cuerpo humano para asistir a pacientes que han perdido el balance en su cuerpo. El sistema propuesto por [16] es capaz de monitorear el balance físico del cuerpo e identificar disyunciones pato-mecánicas. El sistema está compuesto por sensores de fuerza, microcontrolador y un módulo para medir la distribución de presiones plantares y se puede obtener los datos para evaluar el tratamiento que se dará al paciente. Como resultados [16], concluyó que la distribución de presiones plantares es una forma simple para detectar y analizar la pérdida de balance en el cuerpo humano. El sistema de plantilla no presenta limitaciones al trabajar con fuerzas grandes en actividades pesadas como saltar o correr [17].

Nuestra propuesta contribuye con una herramienta tecnológica orientada a dar soporte a entrenadores y atletas involucrados con las caminata o marcha olímpica, creando una base de datos con los resultados del número total de faltas cometidas durante la ejecución de la marcha atlética, teniendo una retroalimentación de cada entrenamiento y corroborando si los métodos de entrenamiento utilizados son los correctos.

CAPÍTULO 2: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA.

Este capítulo detalla el diseño e implementación del prototipo propuesto, el cual está sintetizado en la figura 2.1, para lo cual se presenta una base teórica de los dispositivos, sensores, tecnologías e implementos necesarios para el desarrollo del dispositivo para monitoreo de presiones plantares, además de esto se desarrollaron programas de computadora para el procesamiento de las señales obtenidas mediante el dispositivo electrónico.

Una vez realizado el análisis y estudio sobre las presiones plantares, se arranca con la propuesta establecida para implementar un sistema electrónico embebido para el monitoreo de las presiones plantares orientado al análisis de la técnica establecida a los deportistas de la caminata olímpica, siendo un dispositivo soporte para entrenadores y deportistas.

Para el desarrollo del sistema propuesto se plantearon 4 bloques: el primero, dos plantillas instrumentadas, las cuales permiten cuantificar los niveles de presión en dos puntos cada pie, siendo el talón y el dedo pulgar del pie consideradas zonas donde se ejerce la mayor presión durante la caminata olímpica. El segundo bloque es utilizado para la transmisión de datos de forma inalámbrica de un pie al otro utilizando tecnología Bluetooth. El bloque 3, se encargó del tratamiento de los datos, siendo capaz de recibir, procesar y almacenar los datos durante la caminata olímpica. Finalmente, el cuarto bloque se encarga de: crear una base de datos de acuerdo con cada deportista y analizar las faltas cometidas en la técnica de la marcha durante el desarrollo de esta, posteriormente se muestran los resultados en un computador.

El sistema propuesto está sintetizado en el diagrama de bloques mostrado en la figura 2.1, la cual presenta los bloques de: adquisición, transmisión, almacenamiento y análisis de datos.

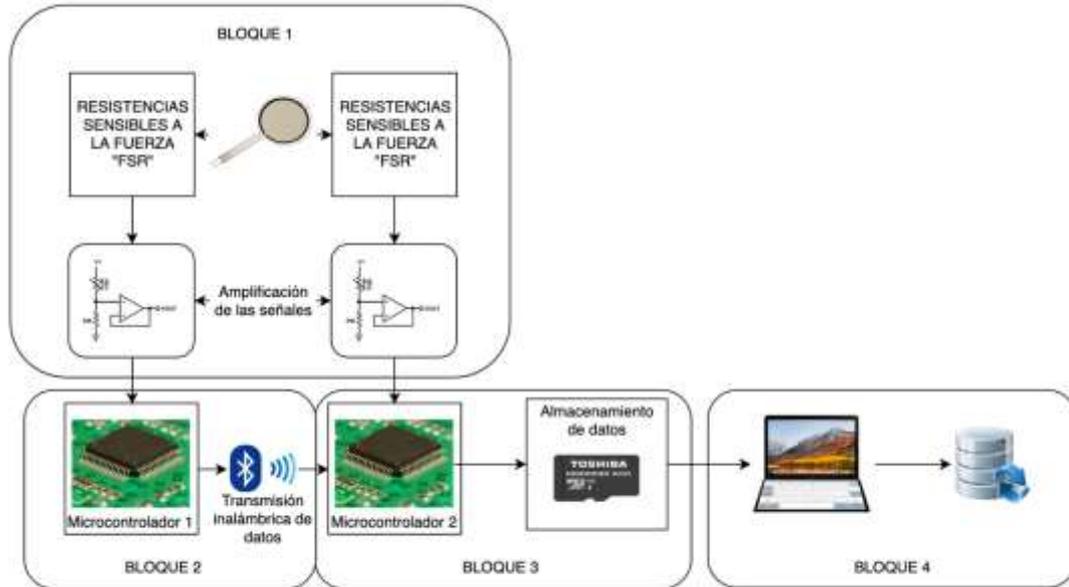


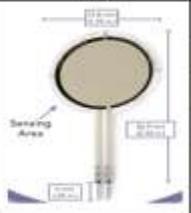
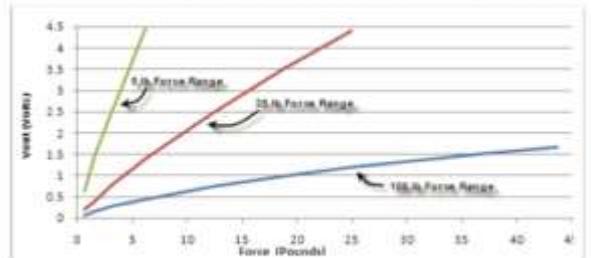
Figura 2.1 Diagrama de bloques del prototipo propuesto. Fuente: Autor.

El microprocesador que se utilizó para el prototipo es el ATMEGA128P, el cual es capaz de adquirir, procesar y enviar datos de forma inalámbrica a través de módulos Bluetooth y permitir comunicación en un computador y el microcontrolador o entre dos microcontroladores, se utilizó el software matemático MATLAB para crear una interfaz de usuario para el análisis de los datos.

2.1 DISEÑO Y DESARROLLO DE LAS PLANTILLAS PARA LA MEDICIÓN DE LAS FUERZAS PLANTARES.

Existen varios sensores para medir niveles de fuerza basándose en distintos rangos, tamaño y principios de funcionamiento. Para la construcción de cada una de las plantillas se utilizaron dos sensores piezo-resistivos Flexiforce Standard Model A401, los cuales presentan las características mostradas en la tabla 2.1.

Tabla 2.1 Características físicas de los sensores Flexiforce modelo A401 [18].

Características físicas de las Resistencias Sensibles a la Fuerza (FSR)		
Espesor	0.203 mm	
Longitud	56.9 mm	
Ancho	31.8 mm	
Área de censado	25.4 mm "Diámetro"	
Conector	2 pines hembra	
Sustrato	Polyester	
Espacio entre pines	2.54 mm	
Relación voltaje-libras del sensor Flexi Force A401.		
		

El sensor piezo-resistivo Flexiforce A401 es delgado y flexible, fácil de utilizar, conveniente y asequible. Puede ser configurado para trabajar en distintos rangos de medición dependiendo de la variabilidad de la resistencia, para ello es necesaria la implementación de un circuito de amplificación mediante un amplificador operacional. La piezorresistividad es una propiedad de algunos materiales conductores y semiconductores, los cuales presentan una variación resistiva como resultado de un esfuerzo mecánico. Estos cambios se producen cuando se presentan alteraciones en la amplitud de las oscilaciones en los nudos de la red cristalina del metal. La tensión es proporcional a la amplitud. La amplitud de las oscilaciones es inversamente proporcional a la velocidad de los electrones, y directamente proporcional a ρ , donde ρ representa la piezorresistividad.

$$\frac{d\rho}{\rho} = C \frac{dv}{v} \quad (1)$$

Donde C es la constante de Bridgman, cuyo valor es de 1,13 a 1,15 para las alteraciones empleadas en galgas. [19]. La medición de fuerzas en la planta del pie se realizó mediante dos sensores Flexiforce A401. Cada sensor debe estar conectado con un circuito amplificador, por recomendación del fabricante, la resistencia del partidor de tensión debe ser de 100kohms. Sin embargo, se destaca que es posible definir la sensibilidad de los sensores para lograr medir fuerzas de 100 a 1000lb. Para su mejor comprensión se presenta el circuito de los sensores de fuerza Flexiforce en la figura 2.2,

además de esto se puede observar la conexión a los pines analógicos A0 y A1 del microcontrolador MEGA128pAU.

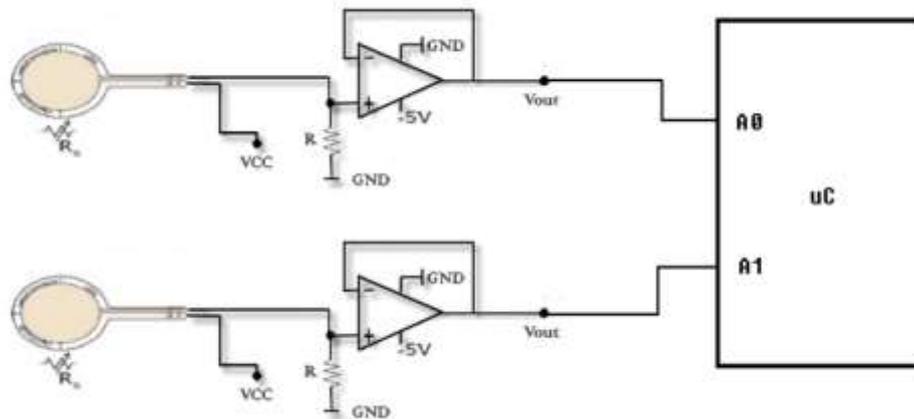


Figura 2.2 Conexión de los sensores Flexiforce con el circuito amplificador al microcontrolador
Fuente: Autor

Los sensores Flexiforce nos entregan una señal analógica de voltaje dependiente de la fuerza aplicada en los sensores.

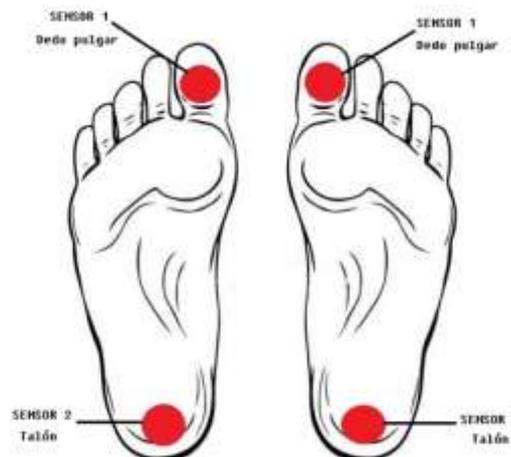


Figura 2.3 Distribución física de los sensores de fuerza en los pies. [20]

Los sensores de fuerza están ubicados como se muestra en la figura 2.3, el sensor 1 del pie izquierdo y derecho se ubican en el dedo pulgar, el sensor 2 del pie izquierdo y derecho se ubican en el talón. Las plantillas por utilizar son de Poliuretano, teniendo como principales ventajas, la ligereza y flexibilidad, de tal manera que son muy poco intrusivas en el calzado del deportista. La medida de las plantillas fue de 29cm.

El software utilizado para el diseño de los circuitos fue “Altium Designer”, en el cual se diseñó los esquemas y componentes electrónicos necesarios para el desarrollo de las placas electrónicas. Se utilizaron dos microcontroladores “MEGA328P-AU”. El primero se encargó de adquirir las señales analógicas de los sensores de fuerza de la plantilla 1 y posteriormente enviarlos mediante un módulo Bluetooth HC-05. El segundo microcontrolador considerado como el principal estuvo encargado de realizar el mismo proceso que el microcontrolador 1, y además se encargó de almacenar los datos recibidos mediante un segundo módulo Bluetooth HC-05 y los datos adquiridos en sus puertos analógicos provenientes de los sensores de fuerza de la plantilla 2. Después de recolectar los datos de las dos plantillas, el microcontrolador principal se encarga de almacenar todos los datos en una memoria extraíble microSD. Para el análisis de los datos se utilizará una interfaz desarrollada en el software MATLAB. A continuación, se presentan los componentes electrónicos y equipos necesarios para la construcción del prototipo.

- **MICROPROCESADOR ATMEGA 128PAU**

Es un sistema de microcontrolador basado en AVR RISC de 8 bits de Microchip de baja potencia. El dispositivo ejecuta algoritmos matemáticos complejos, como el análisis de umbrales de tensión en señales analógicas y conteo de flancos ascendentes y descendentes en una señal compuesta por unos y ceros, esto se da en un solo ciclo de reloj, alcanzando un rendimiento de aproximadamente un millón de instrucciones por segundo, lo que permite optimizar el consumo de energía en función de la velocidad de procesamiento [21].

Tabla 2.2 Especificaciones técnicas del microprocesador ATMEGA128pAU [21].

Datos técnicos.	
Procesador	AVR RISC 8 bits
Rango de temperatura (C)	-40 a 85
EEPROM	1KB
SRAM	2,560
Convertidor A/D	10 bits
Rendimiento	16 MIPS
Rango de voltaje de operación (V)	2.7 a 5.5
UART, I2C, SPI	1, 1, 1
Entradas analógicas	4
Temporizador	8 bits

- **BLUETOOTH HC-05**

El módulo HC-05 utiliza el Protocolo de puerto serie “SPP” Bluetooth fácil de usar, diseñado para configuración de conexión serie inalámbrica transparente. El módulo Bluetooth del puerto serie es Bluetooth V2.0 + (Velocidad de datos mejorada) 3Mbps Modulación con transceptor de radio completo de 2.4GHz y banda base. Utiliza CSR Bluecore 04-Sistema Bluetooth de chip único externo con tecnología CMOS y con AFH. Sus dimensiones son de 12.7mmx27mm [22].

Tabla 2.3 Especificaciones técnicas del Bluetooth HC-05 [22].

Datos técnicos.	
Modo	Maestro/Esclavo
Frecuencia	2.4GHz
Modulación	GFSK
Poder de transmisión	4dB clase 2
Velocidad	Asíncrono: 2.1Mbps/160Kbps Síncrono: 1Mbps/1Mbps
Fuente de alimentación	3.3 VDC, 50mA
Dimensión	26.9mm x 13mm x 2.2mm
Seguridad	Autenticación y Encriptación
Pines	VCC, GND, RX, TX

- **BATERÍA DE POLÍMERO DE LITIO**

Las baterías de polímero de litio presentan un rendimiento bueno de acuerdo con su capacidad y voltaje en relación con el peso. Su voltaje nominal es de 3.7V. Los cargadores necesarios para las baterías tienen que ser específicos para ellas, debido a que otros cargadores no sirven en cuanto a las características que presenten, su método de carga es muy particular [23].

Tabla 2.4 Especificaciones técnicas de la batería de polímero de litio [23].

Datos técnicos.	
Voltaje de célula nominal	3.7V
Corriente nominal	900mA
Eficiencia carga/descarga	99.8%
Velocidad de auto-descarga (%/mes)	5 % / mes
Durabilidad (tiempo)	25-36 meses
Durabilidad (ciclos)	>1000 ciclos

- **CIRCUITO INTEGRADO LM324-N**

El circuito integrado LM324-N es un dispositivo electrónico que consiste en cuatro amplificadores operacionales independientes de alta ganancia compensados en frecuencia, diseñados para operar desde una sola fuente o fuente dividida en una amplia gama de voltajes [24].

Tabla 2.5 Especificaciones técnicas del integrado LM324-N [24].

Datos técnicos.	
Número de pines	14
Rango de voltaje de alimentación (V)	5 a 15
Rango de operación de temperatura (C)	0 a 70
Corriente por pin (mA)	0.175
Velocidad de subida (V/us)	0.5
Empaquetado	PDIP 14

- **TARJETA DE ALMACENAMIENTO MICROSD**

Son tarjetas de memoria *flash* que permiten el almacenamiento masivo de datos digitales en dispositivos electrónicos, son muy usadas en dispositivos portátiles como teléfonos móviles, dispositivos GPS, reproductores MP3. Son fáciles de manejar y ocupan 165 milímetros cuadrados de espacio. Vienen en diferentes capacidades de almacenamiento, entre ellas estas: 2Gb, 4Gb hasta 256Gb.

2.1.1 DISEÑO DE LA TARJETA ELECTRÓNICA PARA EL PROTOTIPO PROPUESTO.

Para el desarrollo del prototipo propuesto se diseñaron dos tarjetas electrónicas. Además de esto se programó una interfaz de computadora para el análisis de las señales. A continuación, se presenta el diseño de las tarjetas electrónicas segmentadas en bloques. Con la finalidad de una mejor comprensión del diseño se explica cada sección.

Bloque 1: Adquisición. En la figura 2.4, se presenta como se adquieren las señales analógicas provenientes de las Resistencias Sensibles a la Fuerza (FSR), colocadas en las plantillas instrumentadas. Las señales son amplificadas mediante un OPAM LM324 y se atenúa el ruido haciendo uso de capacitores cerámicos. Las señales SENSOR1, SENSOR2, SENSOR3 Y SENSOR 4 están conectadas a las entradas

analógicas A0 y A1 del microprocesador. EL diseño es utilizado para los pies izquierdo y derecho.

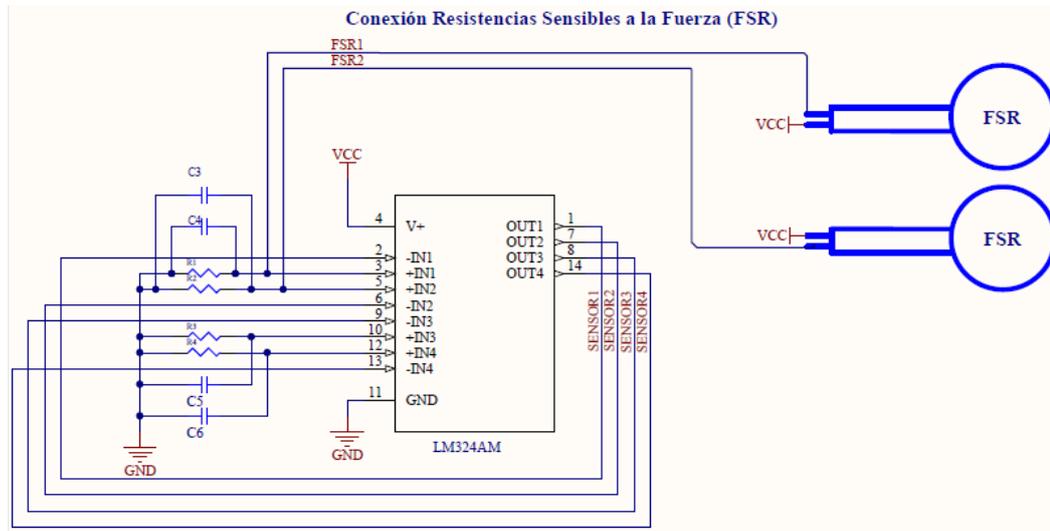


Figura 2.4 Adquisición de las señales de las Resistencias Sensibles a la Fuerza (FSR). Fuente: Autor

Bloque 2: Transmisión. La transmisión de datos se realiza inalámbricamente entre la tarjeta electrónica 1 y tarjeta electrónica 2 con ayuda de módulos Bluetooth HC-05 configurados como maestro-esclavo. La velocidad de transmisión es de 57600 baudios. El diseño esquemático para la conexión de los módulos Bluetooth con el microcontrolador se presenta en la figura 2.5.

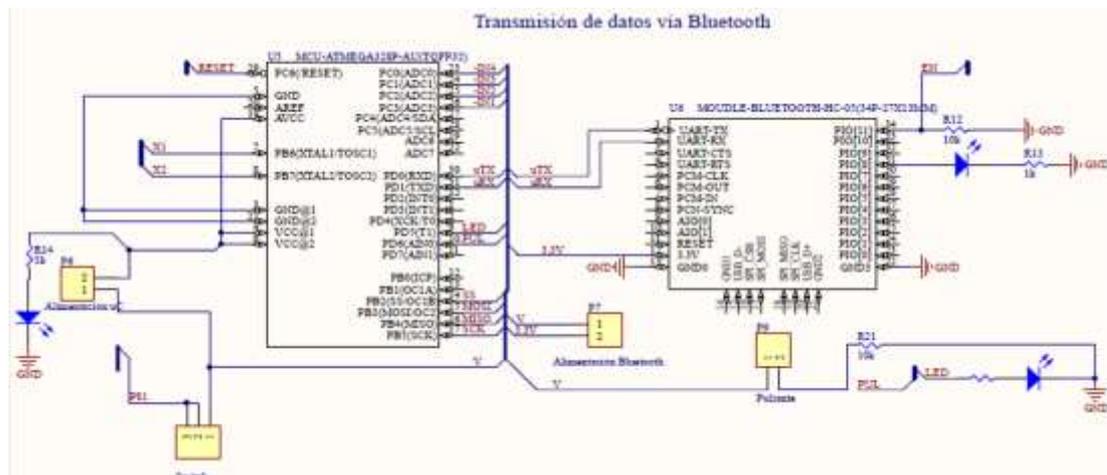


Figura 2.5 Esquemático de la conexión del módulo Bluetooth y el microcontrolador. Fuente: Autor

Bloque 3: Almacenamiento: Como primera parte se especifica que para el diseño del prototipo se utilizaron dos microcontroladores ATMEGA328P, al tener dos tarjetas electrónicas se configuraron como maestra-esclava. En la figura 2.6, se puede observar

el diseño del microprocesador para la tarjeta maestra, la cual tiene como función adicional almacenar todos los datos obtenidos de las mediciones plantares en una tarjeta de almacenamiento masivo microSD, además de esto se presenta el diseño esquemático para la conexión de la memoria microSD siendo la encargada del almacenamiento de los datos adquiridos. Es importante destacar que la variación de diseño entre las tarjetas electrónicas es la implementación de la función para guardar los datos en la tarjeta maestra por lo que los diseños presentados funcionan para los pies izquierdo y derecho.

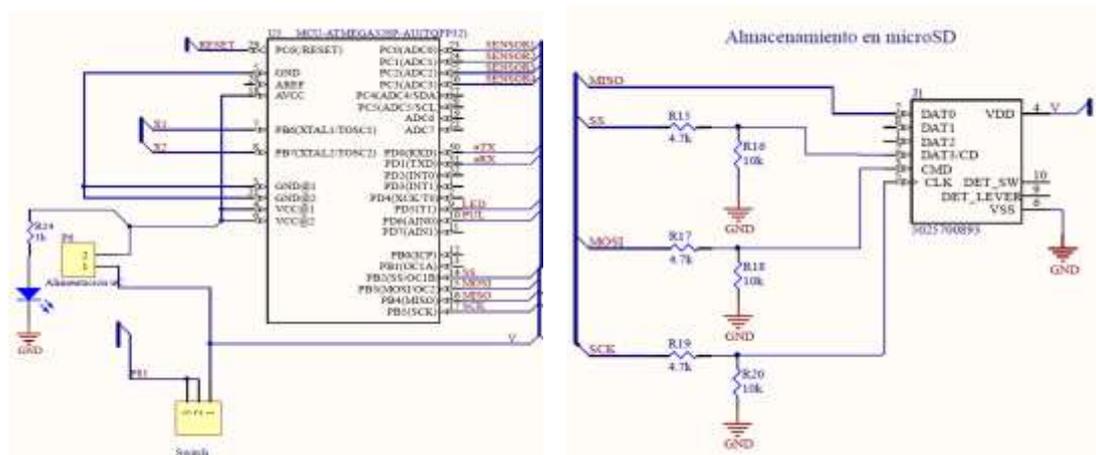


Figura 2.6 Esquemático de las conexiones del microcontrolador con la tarjeta de almacenamiento masivo microSD. Fuente: Autor.

Continuando con la sección 3, se presentan los diseños PCB de las tarjetas electrónicas de forma digital y real en las figuras 2.7 y 2.8, además de esto en las figuras 2.9 y 2.10 se exponen las carcasas plásticas diseñadas para dar soporte a las tarjetas electrónicas, el programa de diseño utilizado fue el Software de diseño 3D Inventor.

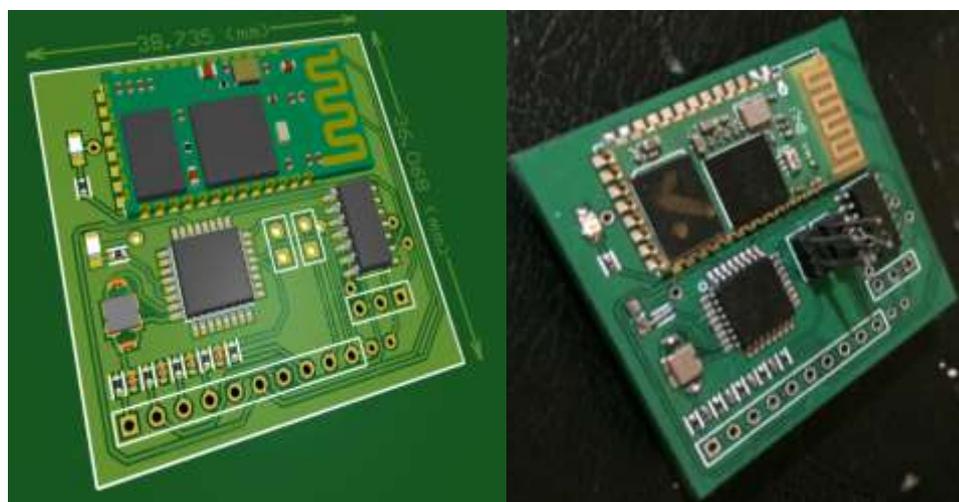


Figura 2.7 Diseño PCB 3D y real de la tarjeta electrónica 1. Fuente: Autor

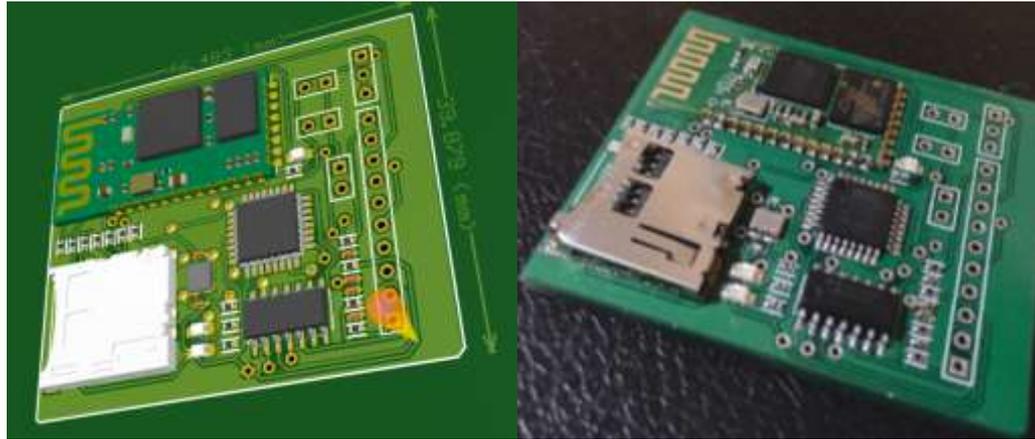


Figura 2.8 Diseño PCB 3D y real de la tarjeta electrónica 2. Fuente: Autor

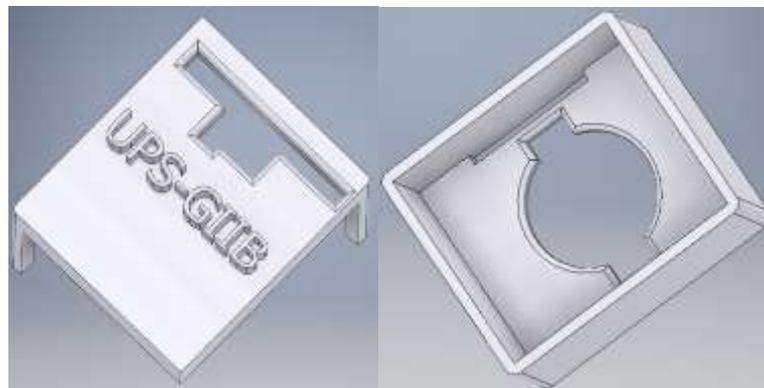


Figura 2.9 Diseño 3D del case para la tarjeta electrónica 1. Fuente: Autor

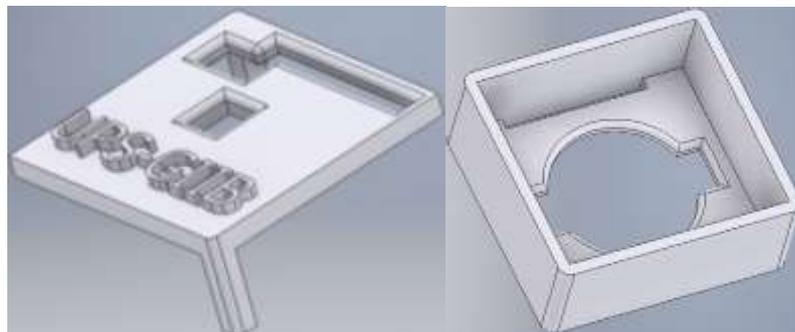


Figura 2.10 Diseño 3D del case para la tarjeta electrónica 2. Fuente: Autor

Finalmente, la sección 3 concluye con los prototipos listos para ser utilizados en pruebas durante la marcha atlética, estos se muestran a continuación en las figuras 2.11, 2.12 y 2.13. Las correas encargadas de sujetar a los tobillos de los deportistas son de elástico y velcro.

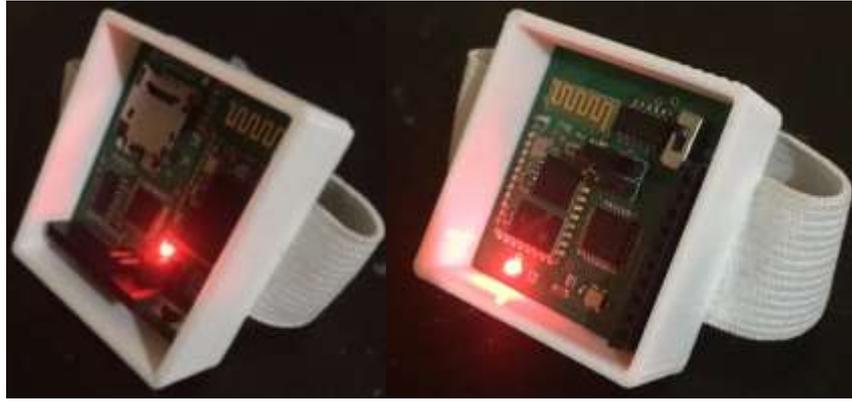


Figura 2.11 Prototipo SMPPv1 terminado. Fuente: Autor



Figura 2.12 Prototipo SMPPv1 terminado. Fuente: Autor



Figura 2.13 Prototipo SMPPv1 terminado. Fuente: Autor

Bloque 4: Análisis de datos. Esta sección esta basada en un programa de computadora el cual es el encargado de analizar los datos almacenados en la memoria microSD, el programa desarrollado se puede observar en las figuras 2.14 y 2.15, en la interfaz se puede observar la variación de presión plantar del pie, el tiempo de prueba, el tiempo de vuelo y el número de faltas cometidas.

El programa de computadora para el análisis de los datos cumple funciones de acuerdo con cada botón, cada una de ellas se explica a continuación.

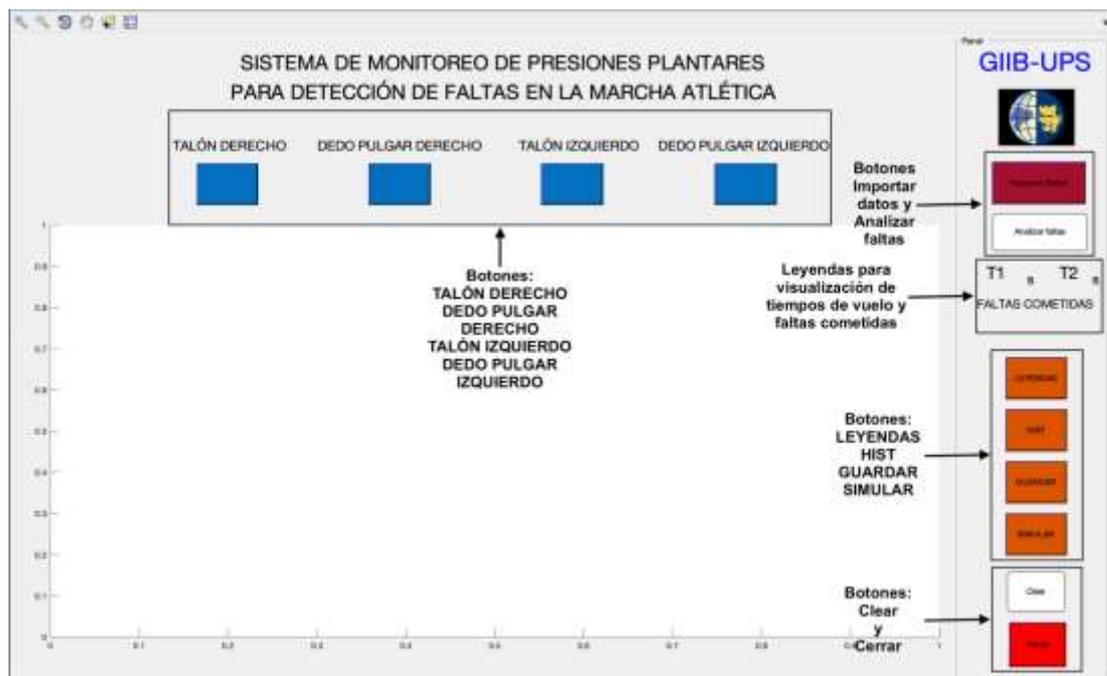


Figura 2.14 Programa de computadora para análisis de datos. Fuente: Autor

El botón rojo denominado como “Importar Datos”, cumple con la función de buscar e importar los datos que serán analizados en el programa. El botón blanco denominado como “Analizar faltas” se utiliza una vez realizada la importación de los datos y se encarga de analizar las faltas o saltos cometidos por el marchista durante la prueba realizada.

Los resultados de tiempo de vuelo y tiempo total son expuestos en las leyendas T1, T2 y FALTAS COMETIDAS. Para su mejor comprensión el ejemplo de funcionamiento de este botón esta presentado en la figura 2.14. La cantidad de faltas cometidas por el marchista para una prueba fue de 39 faltas, el tiempo total de la prueba fue de 90 segundos y el tiempo total de vuelo fue de 0.825 segundos.

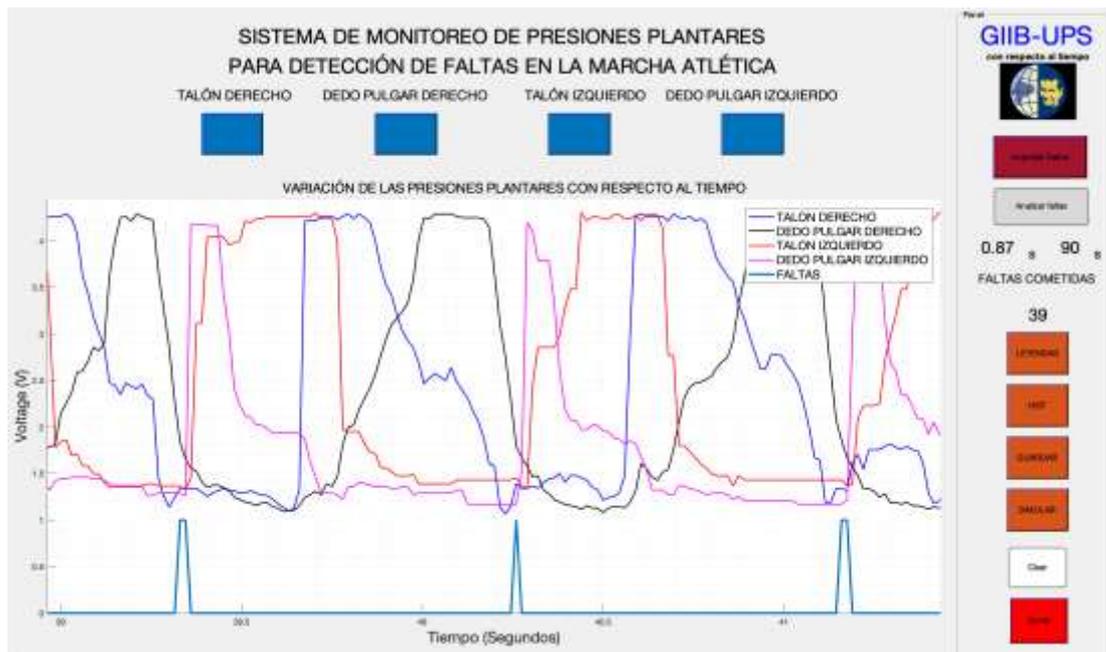


Figura 2.15 Funcionamiento del botón “Analizar faltas”. Fuente: Autor

Los botones de color anaranjado denominados como “LEYENDAS” y “HIST” permiten al usuario establecer las leyendas correspondientes a cada señal obtenida de las resistencias sensibles a la fuerza, nombrando cada señal como “Talón derecho”, “Dedo Pulgar Derecho”, “Talón Izquierdo”, “Dedo Pulgar Izquierdo” y “Faltas”. Para una mejor comprensión de la información presentada, el botón HIST grafica un histograma con el número total de faltas de acuerdo con el tiempo de vuelo. En la figura 2.16 se ejemplifica lo mencionado.

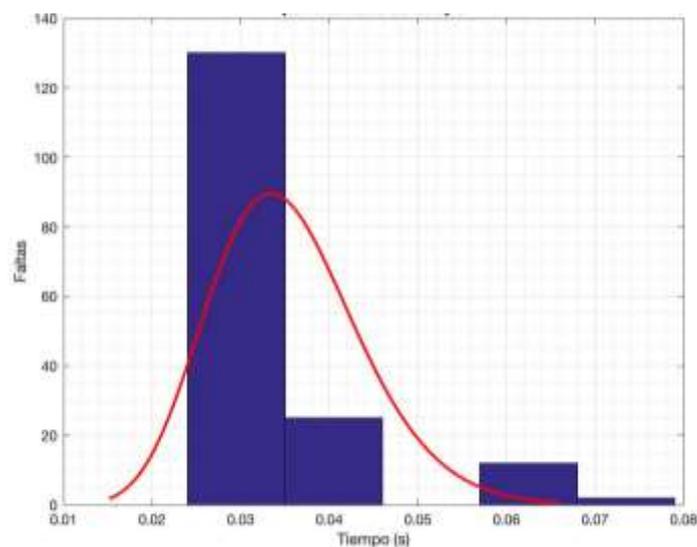


Figura 2.16 Información presentada mediante el Histograma, número de faltas por intervalos de tiempo. Fuente: Autor

El botón denominado como guardar permite al usuario almacenar los resultados obtenidos en un archivo de Excel Resultados.csv, de esta manera el programa permite mantener un registro de cada entrenamiento y pruebas que realice el deportista. El botón “SIMULAR” permite al usuario realizar una simulación de la fluctuación de las presiones plantares registradas durante la prueba, a continuación, en la figura 2.17, se presenta un ejemplo de su funcionamiento.

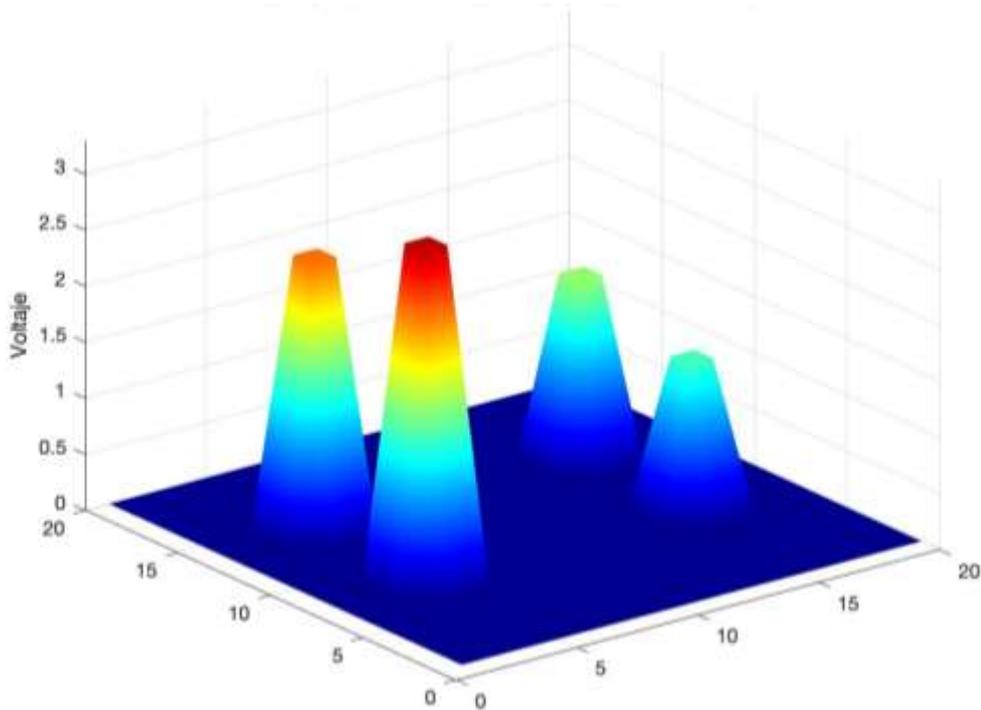


Figura 2.17 Animación de la prueba 1. Fuente: Autor

Los botones azules designados como “TALÓN DERECHO”, “TALÓN IZQUIERDO”, “DEDO PULGAR DERECHO” Y “DEDO PULGAR IZQUIERDO” permiten al usuario graficar las señales de forma independiente de tal manera que se pueda analizar gráfica por gráfica si es necesario. Su ejemplo de funcionamiento se presenta en la figura 2.18 y 2.19.

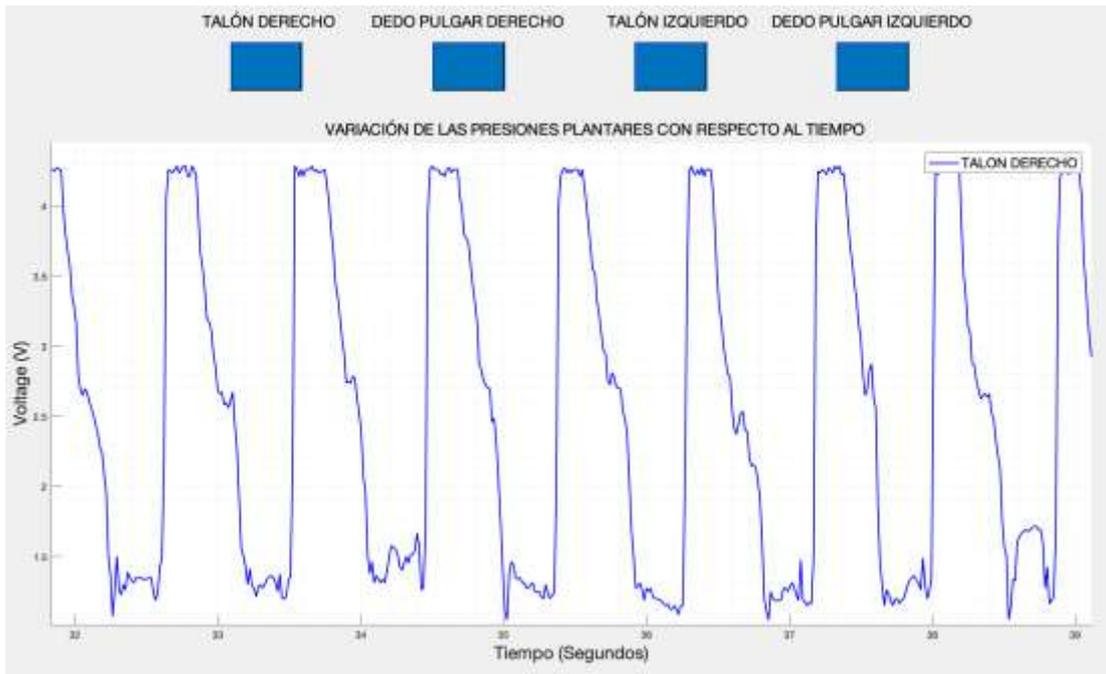


Figura 2.18 Variación plantar del talón derecho. Fuente: Autor

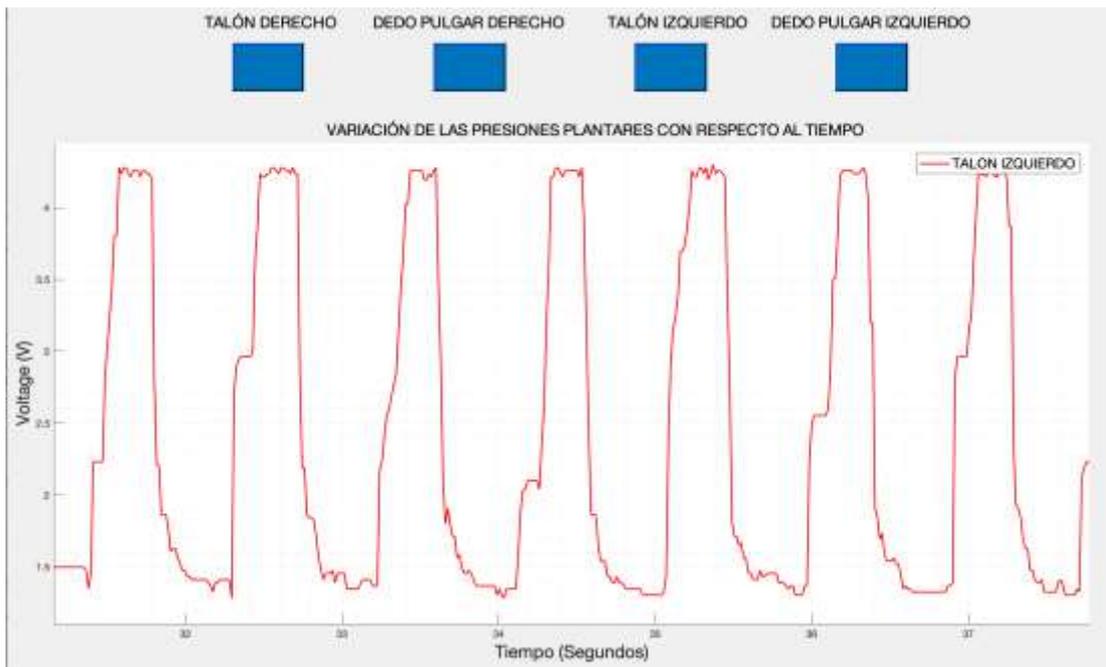


Figura 2.19 Variación plantar del talón izquierdo". Fuente: Autor

El programa también cuenta con botones que permiten realizar *zoom in* o *zoom out* en partes específicas de las señales, a continuación, se presenta su ejemplo de funcionamiento.

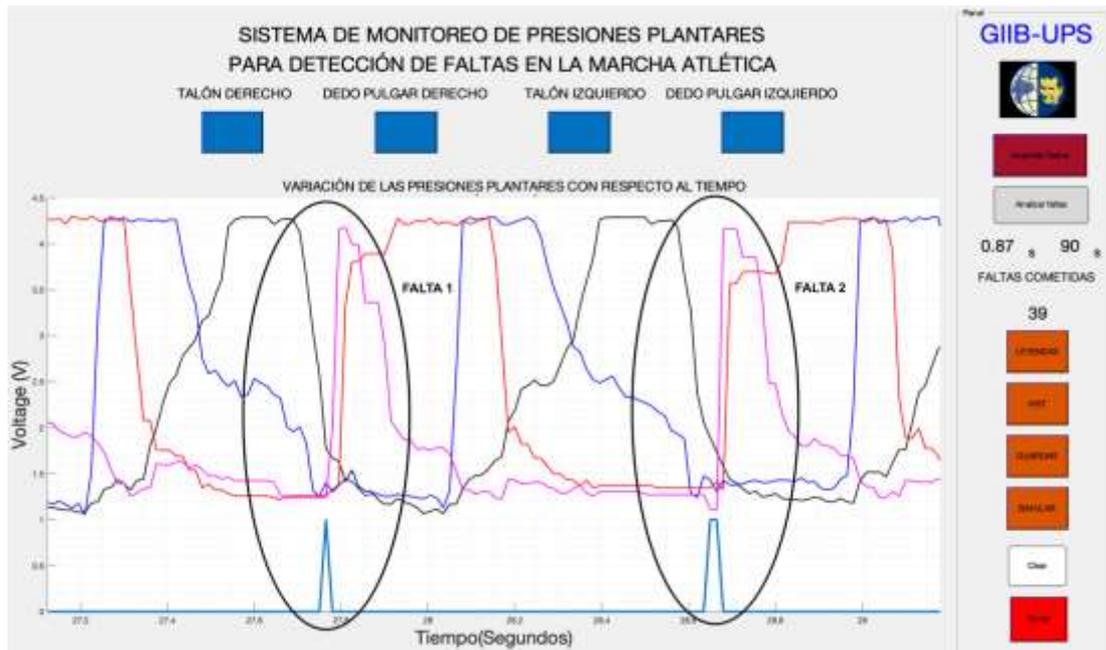


Figura 2.20 Funcionamiento de los botones para análisis de la gráfica. Fuente: Autor

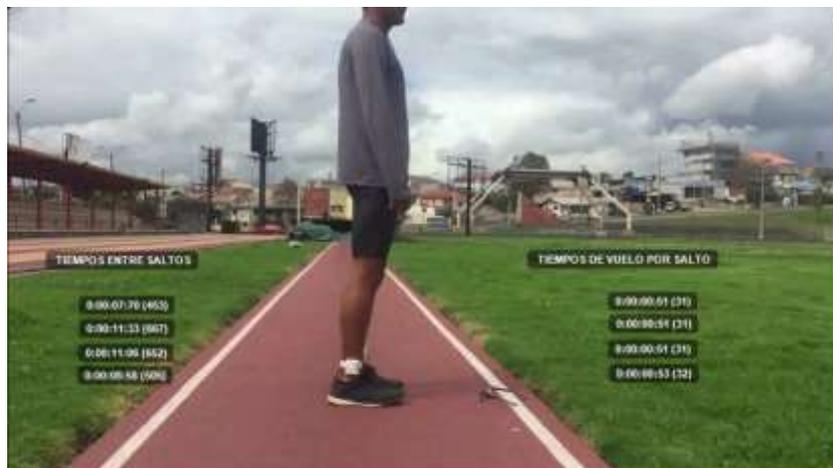
En la figura 2.20, podemos observar el uso de los botones para analizar las gráficas con mayor facilidad, se ha realizado un *zoom in* para observar las faltas que se han cometido en los tiempos de 13.68 segundos y 14.55 segundos. Finalmente, el botón *Clear* permite borrar las gráficas y el botón *cerrar* tiene como función culminar con la ejecución del programa.

CAPÍTULO 3: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.

El presente capítulo se expone y analiza los datos registrados de las pruebas realizadas a deportistas en la disciplina de Marcha Olímpica, con la finalidad de obtener señales cuantitativas de las presiones plantares y analizarlas para la detección de faltas durante la práctica de la marcha olímpica. Las pruebas de funcionamiento y el análisis de los resultados constan de dos partes, la primera se basa en la ejecución de pruebas para comprobar que los tiempos de vuelo analizados y obtenidos por el sistema propuesto sean correctos, para ello se hizo uso del Software Kinovea el cual esta orientado al análisis de videos por fotogramas permitiendo cuantificar el tiempo de vuelo durante un salto y de esta manera validar verazmente el funcionamiento del prototipo diseñado. Una vez realizada la validación del sistema se prosiguió con la segunda parte, la cual se centro en efectuar pruebas durante la ejecución de la marcha olímpica con un atleta de la Federación Deportiva del Azuay y la presencia de su entrenador a cargo, el lugar para la ejecución de pruebas fue la pista atlética Jefferson Pérez ubicada en el parque Miraflores en la ciudad de Cuenca.

3.1.1 VALIDACIÓN DEL PROTOTIPO PARA EL MONITOREO DE PRESIONES PLANTARES “SMPP v1”.

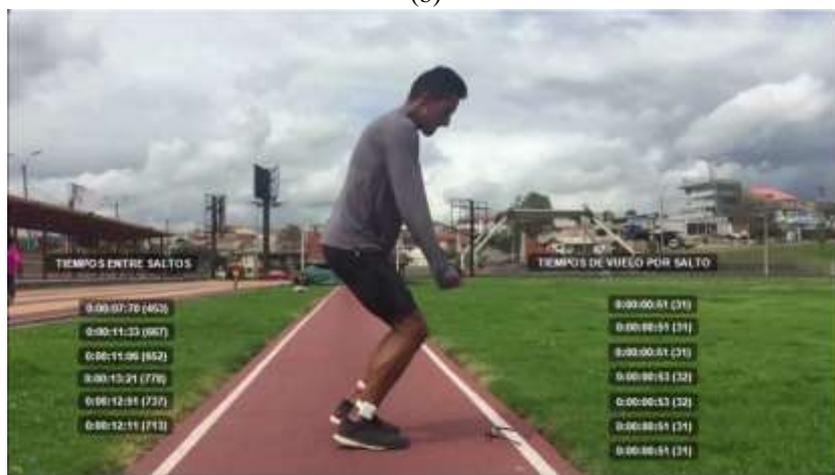
Para la validación del prototipo propuesto se realizó la grabación de un video en el cual el deportista ejecutó saltos al azar durante un minuto y treinta segundos, en los cuales utilizó el prototipo propuesto “SMPP v1”, con la finalidad de comparar resultados entre nuestro sistema y el software Kinovea.



(a)



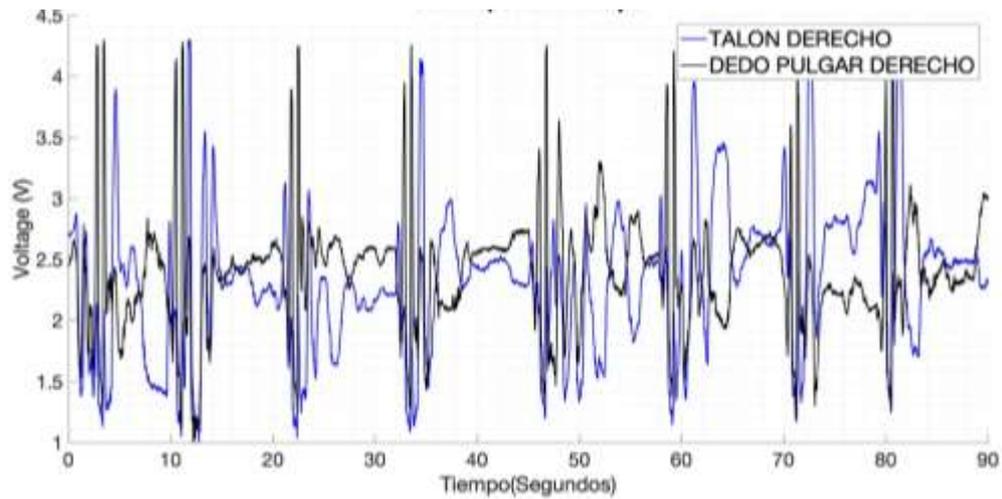
(b)



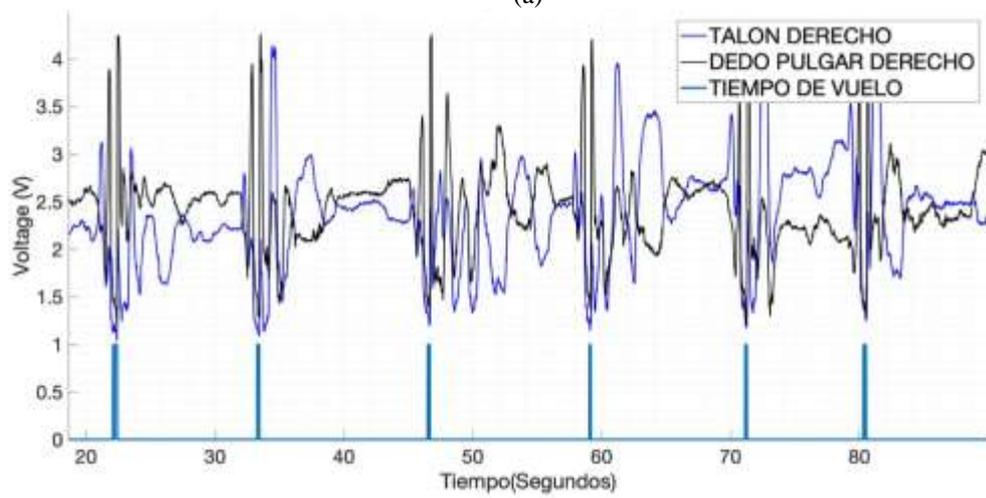
(c)

Figura 3.1 Proceso de saltos para validación del sistema: (a) Salto 4, (b) Salto 6, (c) Salto 7.
Fuente: Autor.

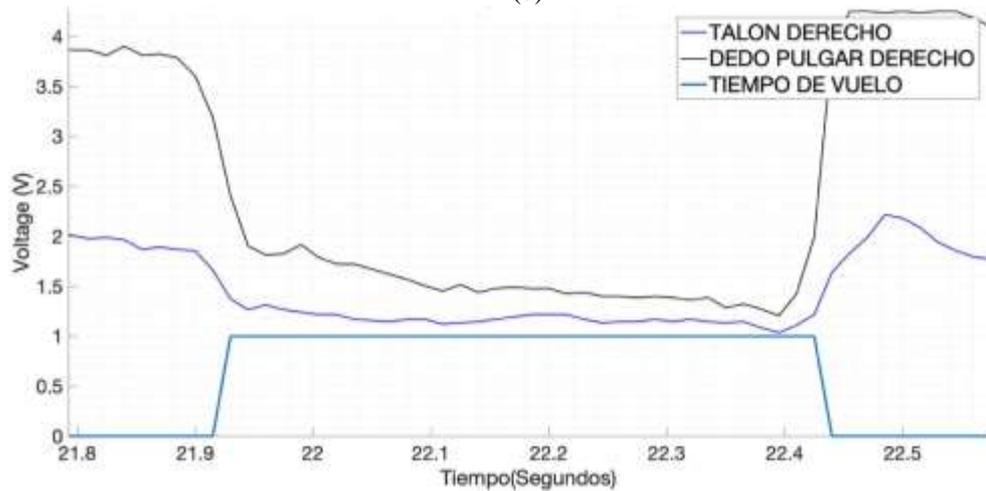
En la figura 3.1a, 3.1b y 3.1c, se expone el análisis realizado mediante el Kinovea al proceso de saltos ejecutados por el deportista para la validación del sistema de monitoreo de presiones plantares para detección de faltas durante la caminata olímpica, el número de saltos ejecutados ascendieron a un total de 7. Una vez analizados los tiempos de vuelo mediante el Kinovea se procedió con el análisis mediante nuestro sistema, el cual esta expuesto en la figura 3.2, los resultados de la prueba realizada con los tiempos de vuelo mediante los dos métodos se presentan en la tabla 3.1.



(a)



(b)



(c)

Figura 3.2 Variación de la presión plantar en el pie derecho al saltar: (a) Variación de la presión plantar en el talón derecho y dedo pulgar derecho al realizar saltos al asar, (b) Análisis del tiempo de vuelo de cada salto (c) Tiempo de vuelo del primer salto ejecutado. Fuente: Autor.

En la figura 3.2, se presenta el análisis realizado mediante el sistema propuesto “SMPP v1”, en el cual podemos observar los tiempos de vuelo de cada uno de los saltos

ejecutados por el deportista, en la parte (a) de la figura observamos la señal registrada durante los 90 segundos de prueba, en la parte (b) de la figura observamos el análisis del tiempo para cada salto ejecutado, en la parte (c) de la figura esta expuesto uno de los saltos ejecutados con ampliación de la imagen para una mejor apreciación, el tiempo de vuelo de este salto fue de 0,495 segundos.

Tabla 3.1 Resultados obtenidos del Kinovea y del prototipo propuesto “SMPP v1”.

# Saltos	1	2	3	4	5	6	7
Tiempos de vuelo "Kinovea"	0,51	0,51	0,51	0,51	0,53	0,53	0,51
Tiempos de vuelo "Prototipo"	0,49	0,525	0,525	0,53	0,525	0,51	0,53
Error Absoluto	0,02	0,015	0,015	0,02	0,005	0,02	0,02
Error Relativo	0,039	0,029	0,029	0,039	0,009	0,038	0,039

En la tabla 3.1, se exponen los resultados obtenidos mediante el análisis realizado por el software Kinovea y nuestro sistema “SMPP v1”, donde podemos observar los tiempos de vuelo por cada salto ejecutado, los errores absolutos y relativos entre los dos sistemas.

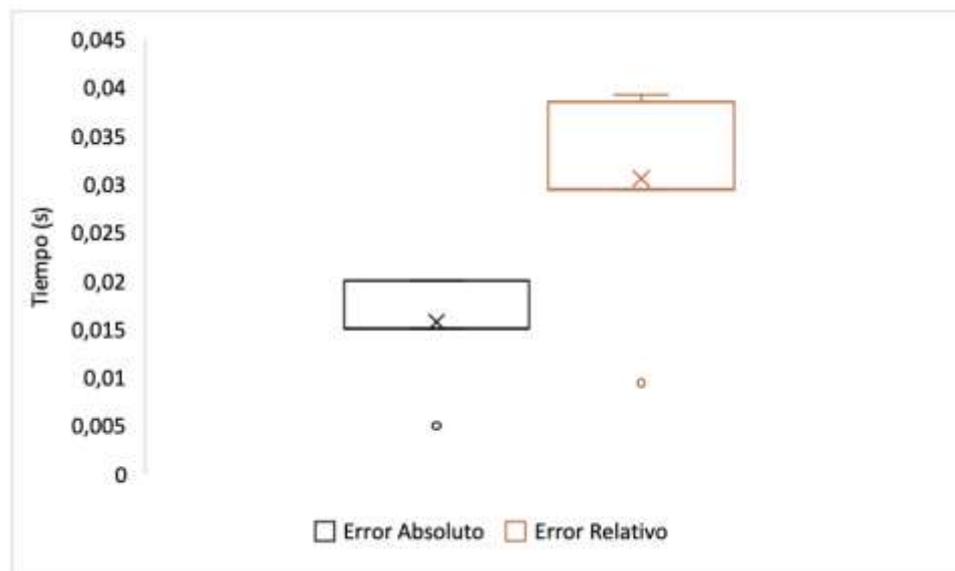


Figura 3.3 Dispersión de los errores absoluto y relativo. Fuente: Autor

En la figura 3.3, observamos que el error absoluto y el error relativo son aproximadamente nulos, teniendo una dispersión entre 0.015 y 0.02 segundos, para el error absoluto y para el error relativo se tiene una dispersión entre 0.0294 y 0.0392 segundos. Teniendo un error absoluto máximo de 5ms y un error porcentual máximo del 3.9%.

3.1.2 RESULTADOS OBTENIDOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS UTILIZANDO EL SISTEMA “SMPP v1”.

Para las pruebas realizadas por el marchista se fraccionaron en tres tipos:

1. TIPO 1 o prueba 200, el atleta cumple con un recorrido de 400m en un tiempo establecido en 1 minuto y 45 segundos.
2. TIPO 2 o prueba 400, el atleta cumple con un recorrido de 400m en un tiempo establecido en 1 minuto y 30 segundos.
3. TIPO 3 o prueba 600, el atleta cumple con un recorrido de 400m en un tiempo establecido en 1 minuto y 20 segundos.

Es importante recalcar que para la ejecución de las pruebas el atleta se colocó el prototipo desarrollo como se expone en la figura 3.4.

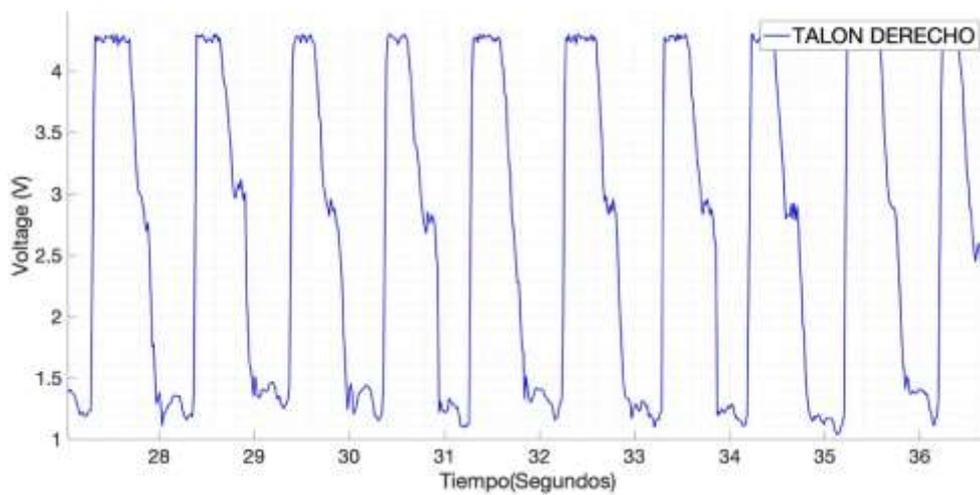


Figura 3.4 Prototipo SMPP siendo utilizado por el atleta. Fuente: Autor

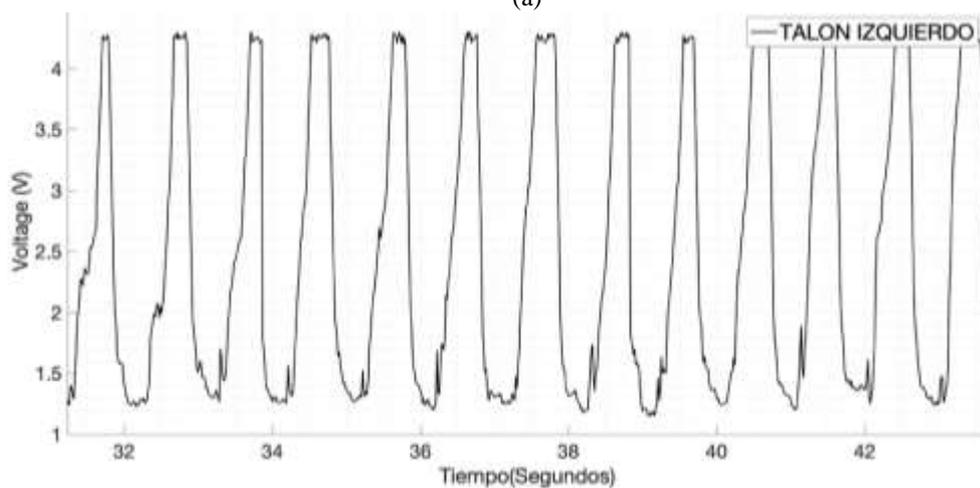
De acuerdo con las pruebas realizadas por el deportista se generó una base de datos por cada prueba realizada con los resultados obtenidos, posteriormente para el análisis de los datos se hizo uso del software Matlab en el cual se procesaron y analizaron todos los resultados obtenidos. Los resultados que se exponen son los siguientes:

1. Variación de la presión plantar en dos puntos de cada pie durante la prueba ejecutada, el tiempo de registro para los datos fue de noventa segundos.
2. Número de faltas cometidas durante cada prueba realizada.
3. Histogramas asociativos entre faltas cometidas y el tiempo de vuelo de cada falta.
4. Diagrama de la dispersión del tiempo con respecto al tipo de prueba realizada.

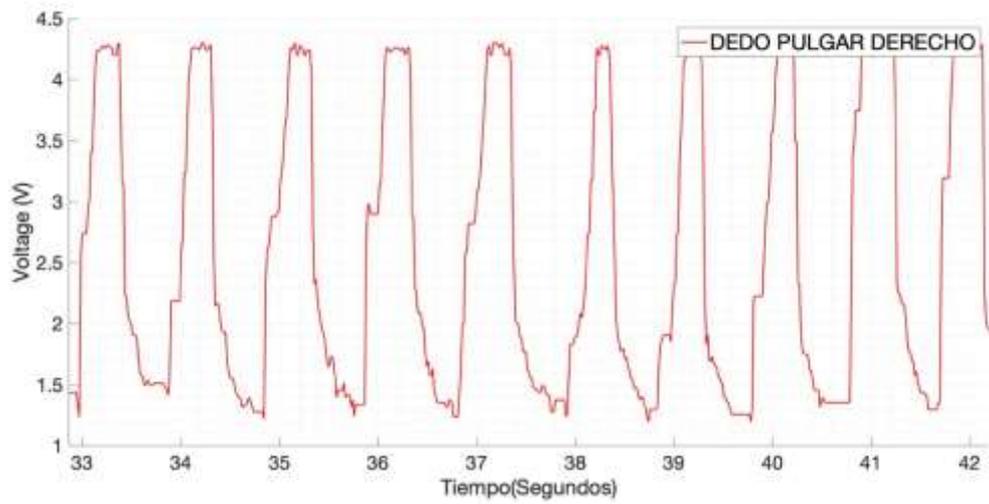
A continuación, se presentan las gráficas obtenidas por el software desarrollado para el análisis de las presiones plantares con la finalidad de obtener las faltas cometidas.



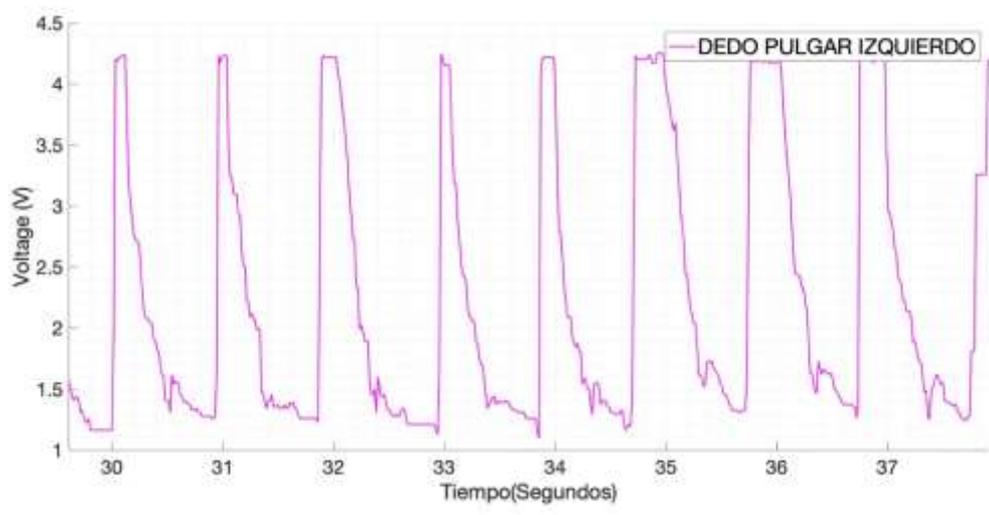
(a)



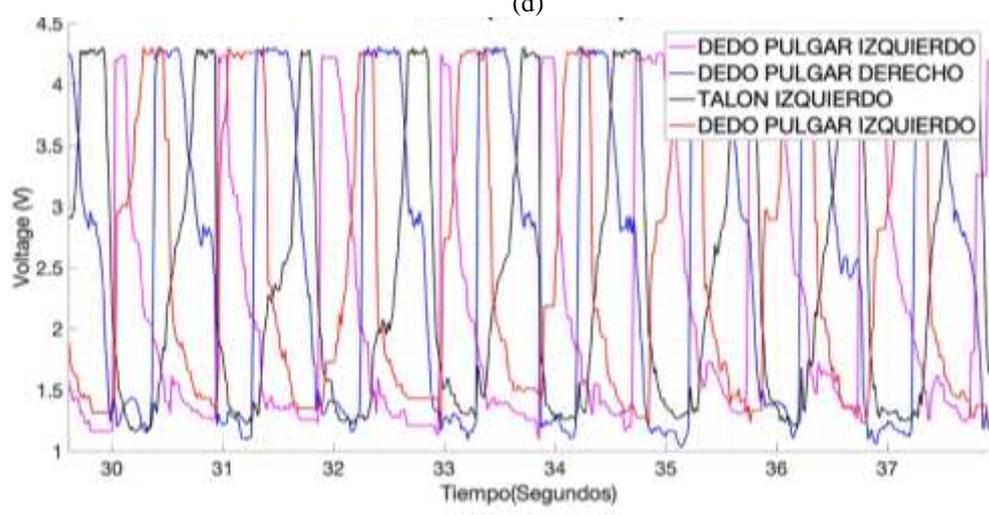
(b)



(c)



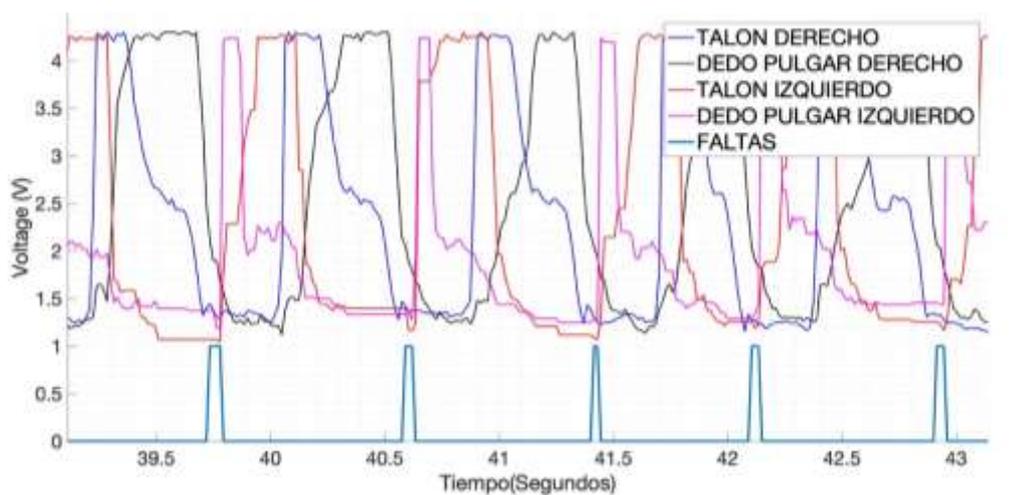
(d)



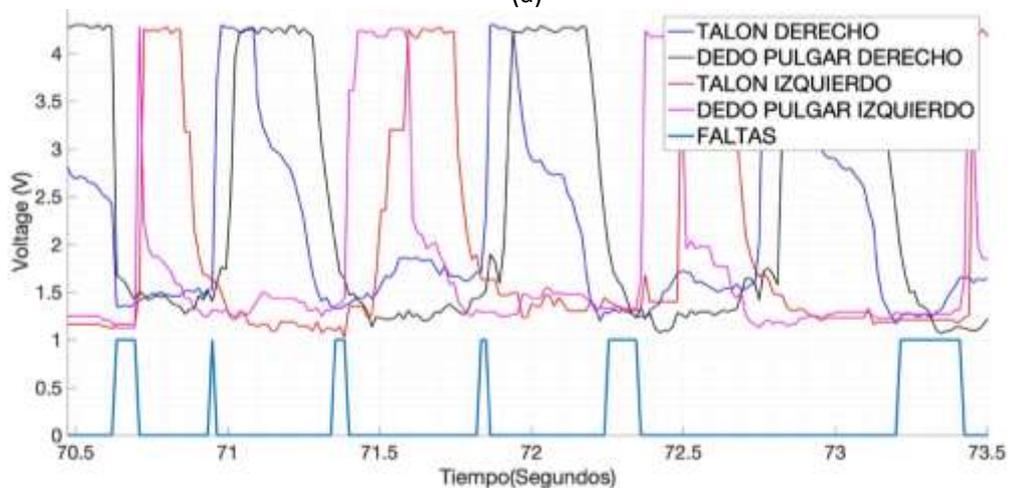
(e)

Figura 3.5 Variación de la presión plantar con respecto al tiempo: (a) Variación de presión plantar en el talón derecho, (b) Variación de presión plantar en el dedo pulgar derecho, (c) Variación de la presión plantar en el talón izquierdo, (d) Variación de la presión plantar en el dedo pulgar izquierdo, (e) Variación de la presión plantar en los dos puntos de cada pie. Fuente: Autor.

La figura 3.5a, (b), (c) y (d) expone la variación de la presión plantar en dos puntos del pie derecho e izquierdo con respecto al tiempo, siendo el talón y el dedo pulgar, considerados como zonas donde se ejerce la presión plantar de mayor magnitud. En la parte (e) de la figura se presentan las señales de las presiones plantares obtenidas durante una prueba, las cuales serán analizadas para detectar saltos durante la prueba. Para detectar las faltas cometidas se realizó un algoritmo, el cual permite localizar los valores mínimos punto a punto de las cuatro señales y compararlos entre si estableciendo una condición, posteriormente se sumó una cuarta parte del valor de la mediana de cada señal, esto debido a la sensibilidad de las Resistencias Sensibles a la Fuerza (FSR) las cuales presentaron valores de tensión aproximadamente iguales a cero al entrar en contacto con el pie del atleta sin ejercer presión, es por ello que se estableció un umbral de tensión mínimo para garantizar el correcto funcionamiento del sistema.



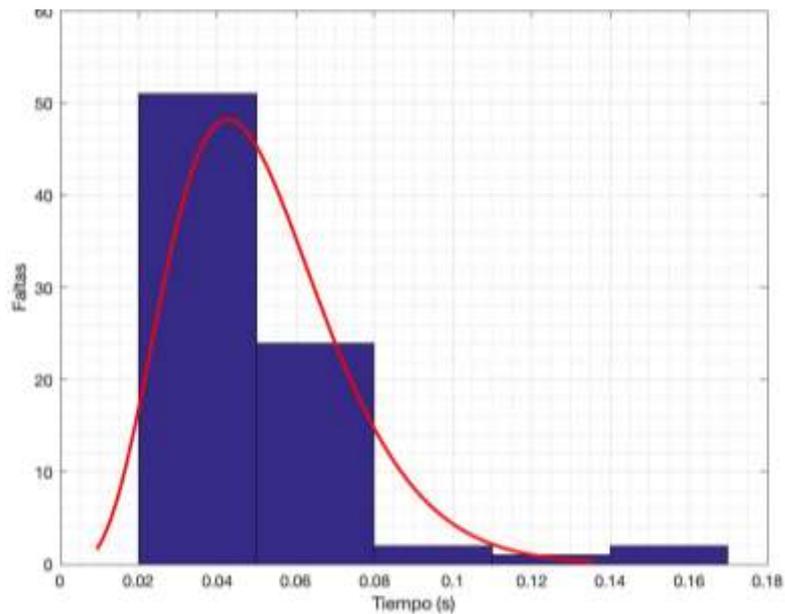
(a)



(b)

Figura 3.6 Detección de faltas en la variación de la presión plantar: (a) Ejemplo de detección de faltas durante la prueba 1, (b) Ejemplo de detección de faltas durante la prueba 2. Fuente: Autor.

En la figura 3.6a, se aprecia la variación de la presión plantar durante una prueba realizada en un tiempo total de noventa segundos, además de esto se grafica las faltas cometidas por el deportista durante la prueba. En la figura 3.6b, se puede observar la variación de tiempo de vuelo que puede existir entre una falta y otra. Para facilitar la comprensión del total de faltas cometidas durante una prueba realizada, se expone el histograma resultante el cual asocia el número de faltas cometidas de acuerdo con el tiempo de vuelo de cada una de ellas.



*Figura 3.7 Histograma resultante de la prueba realizada, número de faltas por intervalos de tiempo.
Fuente: Autor*

De la figura 3.7, tenemos como resultado que se cometieron 51 faltas en un intervalo de tiempo de vuelo comprendido entre 0.02 y 0.05 segundos, 24 faltas entre 0.05 y 0.8 segundos, 2 faltas entre 0.08 y 0.11 segundos, 1 falta entre 0.11 y 0.14 segundos y 2 faltas entre 0.14 y 0.17 segundos. Una vez realizado el análisis de cada prueba se obtuvieron los resultados presentados en la tabla 3.1. El total de pruebas realizadas ascienden a 50, siendo válidas 34 y descartadas 16. El criterio para descartar las pruebas esta basado en el funcionamiento de los sensores los cuales a partir de la prueba 34 registraron valores incoherentes en la cuantificación de la presión. En la figura 3.8 se presenta un ejemplo del funcionamiento incorrecto de los sensores (FSR).

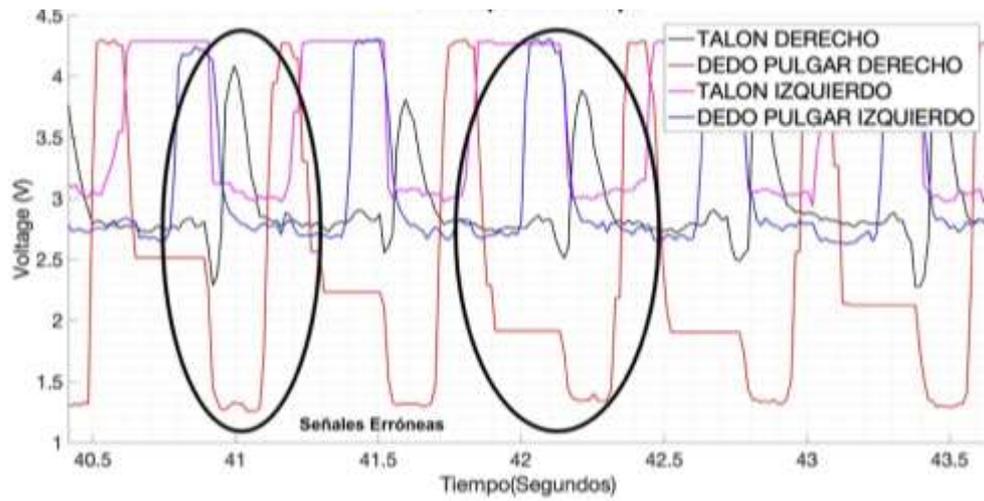


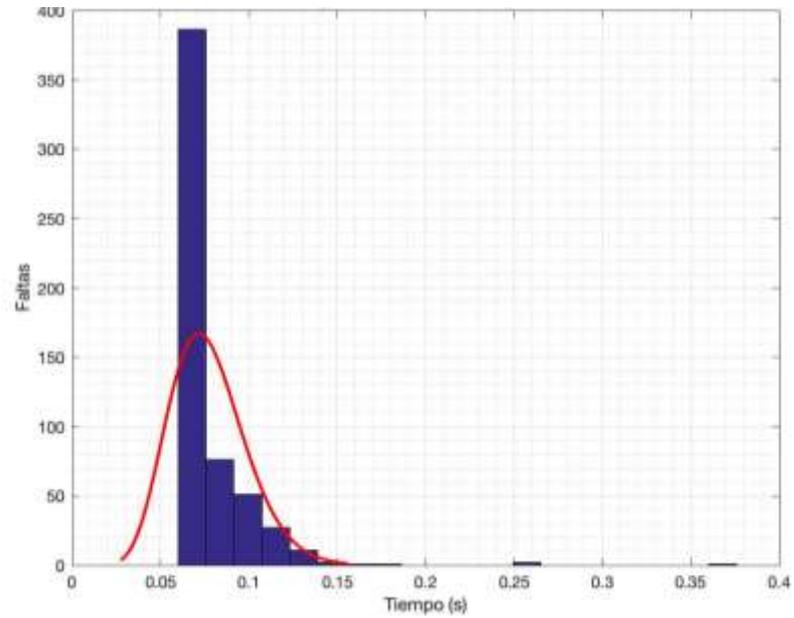
Figura 3.8 Datos anómalos emitidos por los sensores, Fuente: Autor

Una vez analizados y seleccionados los datos a procesar se registraron los siguientes resultados en las tablas 3.2 y 3.3.

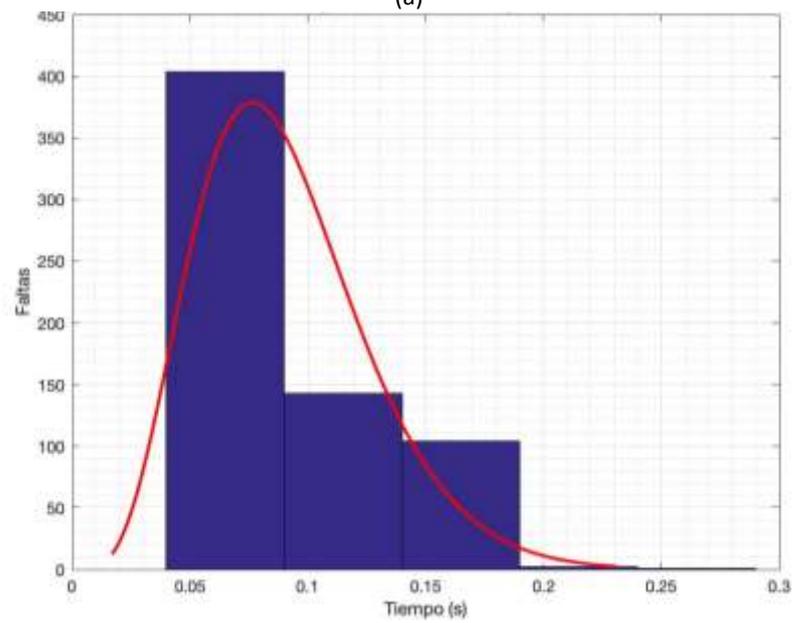
Tabla 3.2 Resultados obtenidos con el Sistema de Monitoreo para Presiones Plantares.

#Prueba	Tiempo total de prueba [Segundos]	Tiempo total de vuelo [Segundos]	# Faltas cometidas	Tiempo de vuelo promedio por prueba [Segundos]	Tipo de Prueba
1	90	0,045	2	0,422	Prueba 200, 1' 45"
2	90	0,15	7		
3	90	0,18	10		
4	90	0,285	13		
5	90	0,315	20		
6	90	0,35	50		
7	90	0,39	12		
8	90	0,705	13		
9	90	0,72	28		
10	90	0,75	27		
11	90	0,75	47		
12	90	0,78	44	1,311	Prueba 400, 1'30"
13	90	0,795	35		
14	90	0,825	39		
15	90	0,87	39		
16	90	1,065	59		
17	90	1,185	34		
18	90	1,23	66		
19	90	1,245	70		
20	90	1,65	52		
21	90	1,665	53		
22	90	1,875	59		
23	90	2,55	66		
24	90	3,06	92		
25	90	3,48	123		
26	90	4,485	106		
27	90	4,89	110		
28	90	5,055	109		
29	90	5,745	113		
30	90	7,98	172		
31	90	9,21	130		
32	90	11,64	135		
33	90	12,225	146		
34	90	12,81	252		
35	90	19,635	266		

A partir de los resultados obtenidos presentados en la tabla 3.2, se realizó el análisis de los datos mediante histogramas los cuales son presentados a continuación.



(a)



(b)

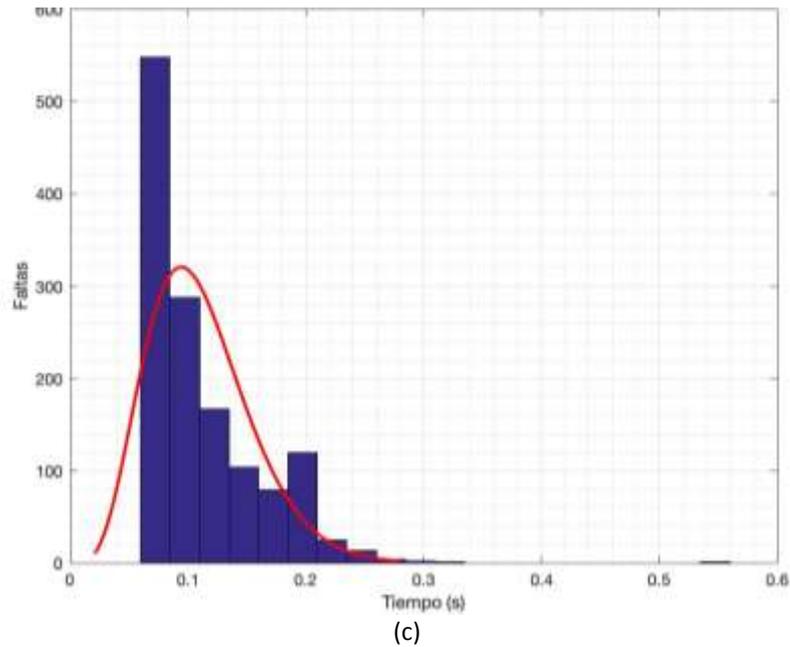


Figura 3.9 Histogramas asociativos entre faltas cometidas y tiempos de vuelo por cada falta: (a) Histograma general resultante de las pruebas realizadas tipo 1, (b) Histograma general resultante de las pruebas realizadas tipo 2. (c) Histograma general resultante de las pruebas realizadas tipo 3.
Fuente: Autor.

La figura 3.9(a), (b), (c) expone la relación que existe entre faltas cometidas e intervalos de tiempos de vuelo, teniendo como resultados que en la prueba 200, los tiempos de vuelo por cada falta se encuentran en intervalos entre 0.05 y 0.15 segundos, para la prueba 400 los tiempos de vuelo se encuentran en intervalos entre 0.05 y 0.25 segundos y para la prueba 600 los tiempos de vuelo se encuentran en intervalos entre 0.05 y 0.33 segundos.

Para comprender con facilidad el fenómeno que existe al incrementar la velocidad en la marcha con respecto a las faltas que se cometen se presenta el siguiente gráfico.

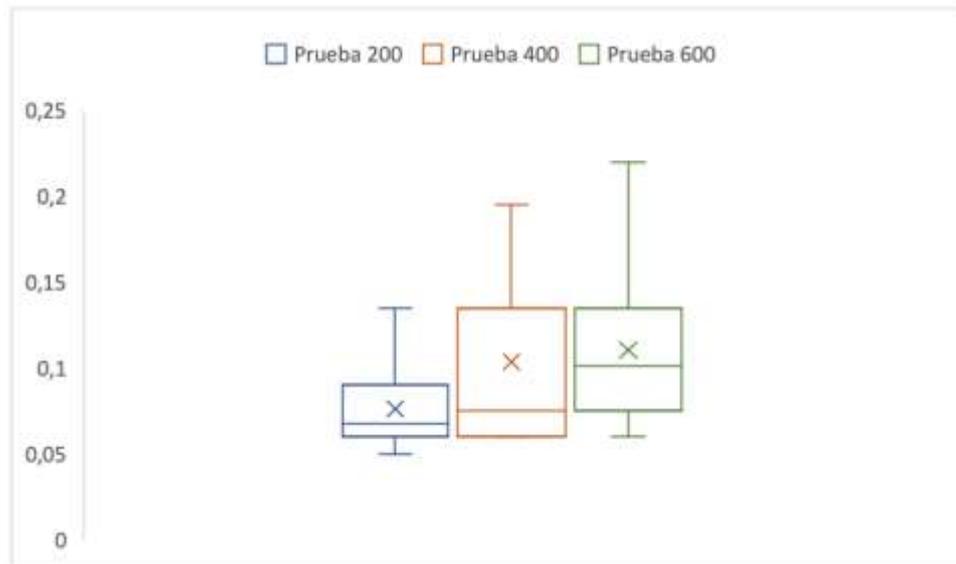


Figura 3.10 Dispersión de los tiempos de vuelo de acuerdo al tipo de prueba. Fuente: Autor.

En la figura 3.10, se puede observar que en la prueba 200 o tipo 1 los tiempos de vuelo se encuentran dispersos entre 0.05 y 0.135 segundos, para la prueba 400 o tipo 2 los tiempos de vuelo se encuentran dispersos entre 0.06 y 0.2 segundos y para la 600 o tipo 3 los tiempos de vuelo se encuentran dispersos entre 0.06 y 0.22 segundos. Con los resultados de esta gráfica es posible corroborar que el número de faltas que se cometen durante la ejecución de la marcha atlética es directamente proporcional a la velocidad del marchista tendiendo a incrementar el número de faltas si se incrementa la velocidad.

Es importante destacar que para facilitar el uso del sistema SMPPv1, en el apéndice C se adjunta la tabla de especificaciones del sistema y su manual de usuario, destacando puntos importantes como el tiempo de autonomía de las baterías y la durabilidad de las resistencias sensibles a la fuerza FSR. Además, en el apéndice D se adjunta la tabla con el detalle de los costos necesarios para la fabricación del prototipo.

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos mediante el prototipo SMPP v1 fueron satisfactorios, teniendo un error absoluto máximo de 5ms y un error porcentual máximo de 3.9% en comparación con el software Kinovea, debido a que el error porcentual es menor al 9% el sistema puede considerarse fiable, además de esto se logro obtener varias características presentadas durante la ejecución de la marcha atlética, en la tabla 4.1 se expone lo mencionado.

Tabla 4.1 Resultados de velocidad aproximada, promedio de faltas y tiempos de vuelo de acuerdo con el tipo de prueba realizada.

TIPO DE PRUEBA	VELOCIDAD (m/s)	PROMEDIO DE FALTAS	TIEMPOS DE VUELO PROMEDIO (s)
Tipo 1	3,8	21	0,08
Tipo 2	4,4	51	0,1
Tipo 3	5	146	0,11

En la tabla 4.1, se presentan los resultados promedio de velocidad, faltas o saltos y tiempos de vuelo de acuerdo al tipo de prueba ejecutada, para la prueba tipo 1 el atleta mantuvo una velocidad promedio de 3.8 m/s, cometiendo 21 faltas con un tiempo de vuelo promedio de 0.08 segundos, para la prueba tipo 2 la velocidad promedio fue de 4.4 m/s con 51 faltas promedio cometidas con un tiempo de vuelo promedio de 0.1 segundos y para la prueba tipo 3 el atleta alcanzo y mantuvo la velocidad de 5m/s cometiendo 146 faltas promedio y elevando el tiempo el tiempo de vuelo promedio a 0.11 segundos por falta.

Los estudios orientados al análisis de las presiones plantares son utilizados para realizar evaluaciones sobre distintas afecciones que puede sufrir el pie humano, como es el caso de la pérdida de equilibrio, pie diabético, malformaciones en los pies, pie plano, pie cavo, etc. Sin embargo, existen muy pocos estudios destinados a coadyuvar con herramientas tecnológicas a deportistas en la disciplina de Marcha o Caminata Olímpica con la finalidad de contribuir en el proceso de formación del deportista.

La velocidad del atleta estuvo de acuerdo con el tipo de prueba realizada o tiempos por vuelta impuestos por el entrenador, los cuales debían cumplirse durante el entrenamiento. El número de saltos o faltas que se cometen durante la ejecución de la marcha o caminata olímpica dependerá y será directamente proporcional a la velocidad del atleta. Además de esto, los tiempos de vuelo promedio de acuerdo con cada tipo de prueba realizada no presentan variaciones mayores a 0.02 segundos, estableciéndose un rango mínimo el cual puede ser utilizado para corroborar la efectividad de los métodos de entrenamiento impuestos al deportista.

El diseño implementado en la fabricación de las placas electrónicas no presentó mayores inconvenientes, no obstante, las baterías utilizadas como fuentes de alimentación resultaron útiles por lapsos cortos de tiempo debido al alto consumo de corriente presentado en la placa que se registraba los datos en la memoria microSD, conllevando a ser reemplazadas cada tres pruebas realizadas y generando gastos innecesarios.

El algoritmo desarrollado para la detección de saltos durante la ejecución de la marcha paso por varias etapas para lograr confiabilidad en el sistema “SMPP v1”, esto debido a que está diseñado para ser utilizado de manera indistinta por los deportistas. Un inconveniente presentado fue el no poder comparar el sistema SMPP con el método tradicional debido a que depende de la experiencia que tenga una persona para detectar faltas o saltos durante la práctica de la marcha, es por ello que para garantizar el correcto funcionamiento del sistema se utilizó el software Kinovea para la detección de saltos y posteriormente a una comparativa entre los dos métodos se obtuvo un error absoluto máximo de 5ms y un error relativo máximo del 3.9% afianzando la fidelidad del sistema SMPP.

Los sensores piezo-resistivos utilizados para la cuantificación de las presiones plantares entregaron datos muy precisos durante 34 pruebas realizadas, no obstante, se tuvieron que descartar 16 pruebas debido a datos incoherentes entregados por los sensores, por lo que se concluye que podrán ser utilizados con confiabilidad durante un número limitado de pruebas.

El diseño físico general del sistema SMPP resultó ser muy adecuado para el deportista que lo usó, siendo imperceptible durante la ejecución de las pruebas realizadas, siendo un sistema que no influye en el rendimiento del atleta.

El proceso de análisis para detección de los saltos o faltas cometidas durante la marcha resulto ser muy eficiente, brindando al usuario del sistema una idea clara del avance presentado por el atleta durante los entrenamientos y corroborando que los métodos de entrenamiento implementados sean los adecuados para mejorar la técnica en la disciplina estudiada, es por ello que si observamos la figura 3.9, apreciamos con claridad la diferencia de tiempos de vuelo que existe entre las tres tipos de pruebas realizadas.

Existe la posibilidad de que los atletas puedan sentir incomodidad durante la prueba, por tal motivo y si es necesario el atleta podrá retirarse el prototipo y tener un tiempo de descanso.

RECOMENDACIONES

De preferencia se recomienda que las pistas de la placa electrónica destinadas a fuentes de alimentación sean al menos 30% más anchas que las pistas encargadas del tráfico de datos. Es importante destacar que el ancho de las pistas estará en función del consumo de corriente del sistema. Además de esto se recomienda el uso de planos de alimentación y tierra con la finalidad de evitar corrientes parásitas que puedan perturbar el funcionamiento del sistema.

Es recomendable que la plantilla con los sensores de fuerza que utilizara el atleta sea de polipropileno, debido a que es un material termo-adaptable que mantiene la forma y es de alta durabilidad.

Se recomienda erigir los sensores a utilizarse en las plantillas, esto debido al elevado precio de los sensores piezo-resistivos, los cuales mantienen su fiabilidad al realizar la medición de la presión durante un corto plazo de tiempo conllevando a costo más alto en el sistema propuesto.

Para la fuente de alimentación, se recomienda el uso de baterías de polímero de litio de 3.7V con una intensidad mínima de 500mA de manera que se garantice el funcionamiento prolongado del sistema SMPP.

El desarrollo de la aplicación de escritorio efectuada en MATLAB puede llegar a ser demasiado costosa si se quiere usar comercialmente, es por eso por lo que es recomendable la migración de la aplicación a un software libre o de código abierto, teniendo como principal opción Python el cual cuenta con prestaciones similares a las de MATLAB.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] El Universo, «El Universo,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.eluniverso.com/deportes/2017/07/15/nota/6281398/glenda-morejon-logro-medalla-oro-marcha-nairobi>. [Último acceso: 2019].
- [2] El Telégrafo, «eltelegrafo,» 2019. [En línea]. Available: <https://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/otros/1/andreschocho-marcha-ecuador>. [Último acceso: 2019].
- [3] Race Walking Association, ««Race Walking - The Background»,» p. 11, 2014.
- [4] IAAF., «Reglas de competición IAAF 2014-2015,» 2015.
- [5] efdeportes.com, «EFDeportes.com, Revista Digital.,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.efdeportes.com/efd217/biomecanica-de-la-marcha-atletica.htm>. [Último acceso: 15 Octubre 2018].
- [6] Universidad Central del Ecuador, «Capacidades Condicionantes de la marcha atlética en los estudiantes del ciclo básico de instituto tecnológico superior Sucre,» 2015.
- [7] D. Pascua y E. Berlanga, «EFdeportes.com,» 2016. [En línea]. Available: <http://www.efdeportes.com/efd161/la-marcha-atletica-medios-para-su-entrenamiento.htm>. [Último acceso: 15 Septiembre 2018].
- [8] C. Díaz, A. Torres, J. Ramírez, L. García y N. Álvarez, «Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes,» *Revista EIA.*
- [9] D. Brulin, E. Campo y Y. Charlon, «Design and evaluation of a smart insole: Application for continuous monitoring of frail people at home,» *Expert Systems with Applications*, vol. 95, pp. 57-71, 2018.

- [10] M. Hubl, O. Pohl, V. Noack, P. Hahlweg, C. Ehm, M. Derleh, T. Weiland, E. Schick y H. Muller, «Embedding of wearable electronics into smart sensor insole,» *2016 IEEE 18th Electronics Packaging Technology Conference (EPTC)*, 2016.
- [11] H. Cho, «Design and Implementation of a Lightweight Smart Insole for Gait Analysis,» *2017 IEEE Trustcom/BigDataSE/ICSS*, pp. 792-797, Aug 2017.
- [12] S. Payal, K. Atul, P. Joshi y P. Swati, «IoT based monitoring of foot pressure using FSR sensor,» *2017 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP)*, pp. 0635-0639, Abril 2017.
- [13] H. Hsiao, W. R. G. Cheng, Y. Chen y Y. Liang, «Portable bluetooth low energy system for synchronize foot pressure measurement,» *2017 IEEE 6th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, pp. 1-2, 2017.
- [14] T. Adin Ming, K. Franz, W. Yehuda y W. Ydwer, «Design of Low Cost Smart Insole for Real Time Measurement of Plantar Pressure,» *Procedia Technology*, vol. 29, pp. 117-122, 2016.
- [15] W. Jochen, C. Asti, A. Atul y N. P., «IoT based wearable smart insole,» *2017 Global Wireless Summit (GWS)*, 2017.
- [16] K. Panya, M. Udomporn y C. Warakork, «Design and development of SMART insole system for plantar pressure measurement in imbalance human body and heavy activities,» *The 7th 2014 Biomedical Engineering International Conference*, pp. 1-5, 2014.
- [17] T. AdinMing, K. Franz, W. Yehuda y T. Olga, «Development of a Smart Insole for Medical and Sports Purposes,» *Procedia Engineering*, vol. 112, pp. 152-156, 2015.
- [18] Tekscan, ISO 9001, «Tekscan, Inc.,» 2018. [En línea]. Available: www.tekscan.com/flexiforce.
- [19] F. Pallás y A. Areny, «Sensores y acondicionadores de señal,» 2015.

- [20] Pixabay, «pixabay,» [En línea]. Available: <https://pixabay.com/es/icono-los-pies-pies-paso-1717391/>. [Último acceso: 2018].
- [21] Microchip Technology, «MICROCHIP,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/ATmega32u4>. [Último acceso: 2018].
- [22] Makezine, «HC Serial Bluetooth Products,» 2016. [En línea]. Available: https://cdn.makezine.com/uploads/2014/03/hc_hc-05-user-instructions-bluetooth.pdf. [Último acceso: Noviembre 2018].
- [23] Shoptronica, «Baterías LIPO.,» 2015. [En línea]. Available: <https://www.shoptronica.com/curiosidades-tutoriales-y-gadgets/1128-que-es-las-baterias-lipo-litio-0689593937322.html>. [Último acceso: 2018].
- [24] Texas Instruments, «Texas Instruments,» 2018. [En línea]. Available: <http://www.ti.com/product/LM324>. [Último acceso: 2018].
- [25] Kinovea, «kinovea.org,» [En línea]. Available: <https://www.kinovea.org/>. [Último acceso: 2019].
- [26] MATLAB, «MathWorks,Procesamiento, análisis y desarrollo de algoritmos de señales,» [En línea]. Available: <https://la.mathworks.com/products/signal.html>. [Último acceso: Octubre 2018].

APÉNDICES

APÉNDICE A: DISEÑOS ESQUEMÁTICOS Y PCBs DE LAS PLACAS ELECTRÓNICAS.

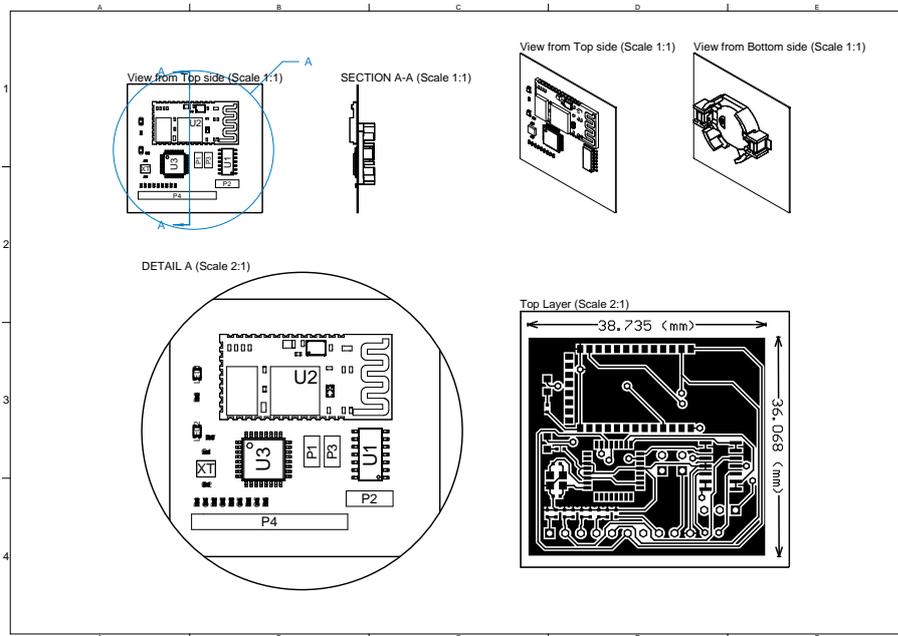


Figura A.0.1 Diseño esquemático y PCB de la placa 1.

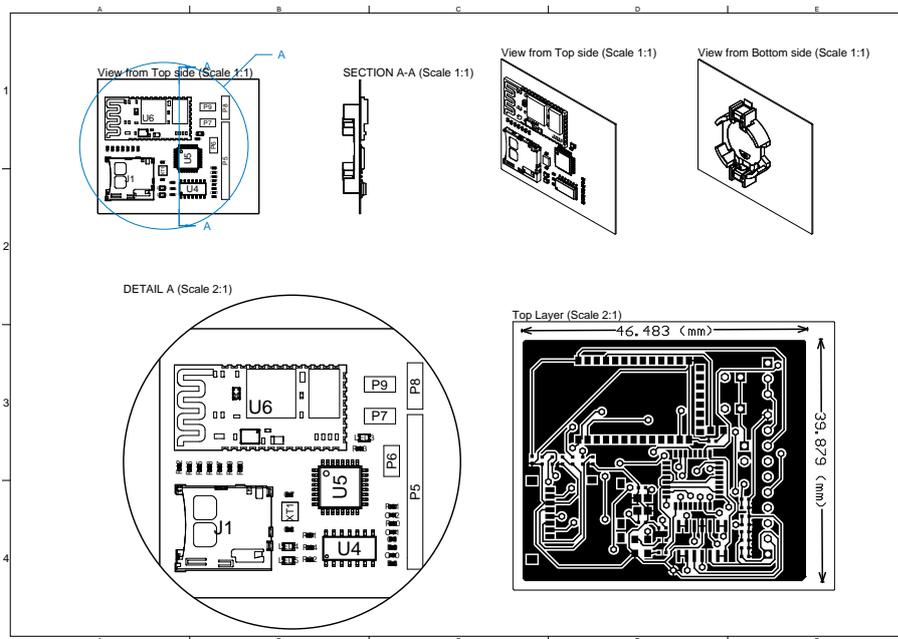


Figura A.0.2 Diseño esquemático y PCB de la placa 2.

APÉNDICE B: DIMENSIONES DE LOS PROTECTORES PLÁSTICOS PARA LAS TARJETAS ELECTRÓNICAS.

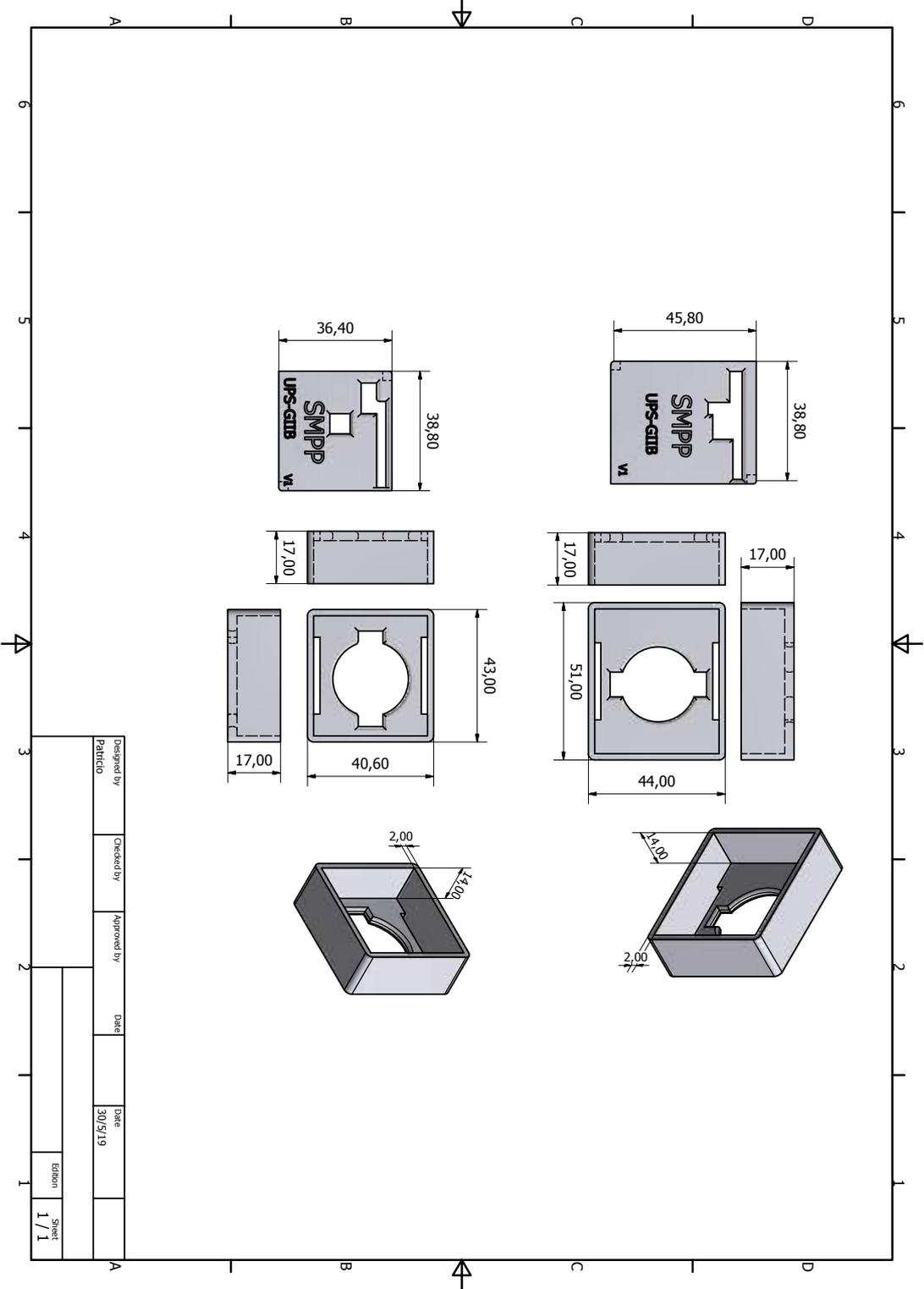


Figura B.0.3 Dimensiones de los plásticos protectores.

APÉNDICE C: ESPECIFICACIONES TÉCNICAS Y MANUAL DE USO DEL PROTOTIPO SMPPv1.

Especificaciones Técnicas del Prototipo SMPPv1	
Fuente de alimentación	3.3 VDC, 1000mA
Modo de Funcionamiento Placa 1	Maestro
Modo de Funcionamiento Placa 2	Esclavo
Velocidad de transmisión inalámbrica	57600 baudios
Dimensiones Placa 1 (mm)	38.735 x 36.068 x 2
Dimensiones Placa 2 (mm)	46.483 x 39.879 x 2
Procesadores	AVR RISC 8 bits
Módulos Bluetooth	HC-05
OPAM	LM324
Frecuencia	16MHz
Pines	RX, TX, IN1, IN2
Almacenamiento	2GB
Montaje	THT-SMD
Poder de transmisión	4dB clase 2
Rendimiento	16 MIPS
Material de las plantillas	Algodón
Sensores de fuerza	FSR Flexi Force A401
Durabilidad de los sensores	8 usos en pruebas de 10 minutos

Tabla C.0.1 Datos técnicos del sistema SMPPv1.

Instrucciones de uso del prototipo SMPPv1

1. El atleta que haga uso del prototipo SMPPv1, deberá colocar las pilas CR2032 en los Holder Socket ubicados en la parte posterior de las carcasas soporte del prototipo.
2. El prototipo cuenta con una entrada para una tarjeta MicroSD que deberá ser colocada antes de encender el dispositivo. La capacidad de almacenamiento de la tarjeta podrá ser hasta 32GB.
3. El atleta deberá colocar las plantillas instrumentadas con los sensores FSR Flexi Force A401 en sus zapatos de entrenamiento pudiendo retirar o no las plantillas originales de los zapatos.
4. El prototipo cuenta con dos placas electrónicas las cuales están dentro de carcasas de plástico, funcionando como maestro – esclavo. El atleta deberá colocarse cada dispositivo en los tobillos y para ello se han colocado manillas de elástico y velcro las cuales facilitarán la colocación. No existe restricción en cuanto al lado en el que se coloquen las placas en los tobillos. En la figura C.0.1. se indica la forma correcta de colocación del prototipo.



Figura C.0.1 Forma correcta de uso del prototipo SMPPv1.

5. El atleta deberá conectar los cables provenientes de las plantillas (conectores hembra) a la entrada en cada dispositivo (conectores macho).
6. Cada dispositivo cuenta con un switch de encendido y el atleta deberá encender cada uno de ellos. Una vez encendidos los dispositivos, éstos se sincronizarán y empezarán con la adquisición y transmisión de los datos durante 10 minutos. Posteriormente, se deberá reiniciar la etapa de grabación apagando-encendiendo uno de los dispositivos, indistintamente de cual sea.
7. El atleta podrá utilizar el prototipo por un tiempo de 30 minutos o 3 pruebas. Después este tiempo se deberán reemplazar las baterías para garantizar el correcto funcionamiento.
8. Una vez terminadas las pruebas de registro de datos al medir las presiones plantares durante la caminata olímpica, se deberá retirar la tarjeta MicroSD para su posterior análisis en la aplicación de escritorio.

BENEFICIOS

Esperamos que los resultados de las pruebas aporten con información de las presiones plantares durante la caminata olímpica a fin de que contribuyan con la formación y corrección en la técnica de esta disciplina. También se espera obtener información relevante con respecto al diseño de las plantillas con la finalidad de mejorarlas al tal punto de ser imperceptibles en su totalidad.

APÉNDICE D: PRESUPUESTO DEL PROTOTIPO SMPPv1.

Cantidad	Descripción	Costo
8	Flexi Force A401	\$128
2	Microcontroladores	\$16
2	Módulos Bluetooth	\$25
2	Plantillas	\$6
12	Baterías de litio	\$36
2	Placas electrónicas	\$250
2	Carcasas Plásticas	\$60
6	Amplificadores Operacionales	\$14
26	Resistencias	\$6
16	Capacitores	\$8
3	Molex para SD	\$18
1	MicroSD	\$10
4	Osciladores	\$12
	Investigador	\$2.500
	TOTAL	\$3.089

Tabla D.0.1 Presupuesto del sistema SMPPv1.