

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE
SEÑALES DE FUERZAS PLANTARES DE REACCIÓN DEL
SUELO EN LOS TRES PLANOS DEL ESPACIO**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR:

Renzo Jesús Moscoso Basaldúa

ASESORA:

M. Sc. Rocío Liliana Callupe Pérez

Lima, Agosto, 2021

Resumen

La adquisición de información cuantitativa de las fuerzas plantares asiste a los profesionales del deporte en la gestión y diseño de entrenamientos adecuados para cada deportista, con la finalidad de mejorar su rendimiento y prevenir futuras lesiones. Sin embargo, hacen falta dispositivos portátiles que puedan medir dichas fuerzas plantares en los tres planos del espacio sin restringir el desplazamiento del deportista. Por lo tanto, la presente tesis consiste en el diseño de un sistema de adquisición *wearable* de señales de fuerzas plantares en tres ejes ortogonales para su uso en un ensayo de entrenamiento de voleibol.

Este sistema de adquisición mide las fuerza plantares en cinco puntos de interés. Primero se plantea el diseño de un sensor de fuerza triaxial compuesto de cinco sensores de fuerza piezoresistivos de un eje. Las señales obtenidas por los sensores son filtradas y posteriormente procesadas en un microcontrolador ESP32. Posteriormente, se transmiten inalámbricamente a través de Bluetooth a un teléfono móvil, en el cual se muestran las gráficas de las señales medidas en una aplicación para el sistema operativo Android.

Para validar el diseño, se realizan simulaciones en el *software* Proteus y dos ensayos. El primer ensayo consiste en dos partes: una prueba estática sobre un pie para evaluar el error del sensor y otra prueba del estudio de la marcha humana para validar el funcionamiento del sistema de adquisición. Finalmente, en el segundo ensayo se ejecuta un movimiento de sentadilla frontal, el cual es empleado en los entrenamientos de voleibol para incrementar la potencia del salto vertical.



A mis padres y mis hermanas, por su apoyo en todo momento.
A mi asesora, por su tiempo y por guiarme a lo largo de este proyecto.
Gracias.

Agradecimientos

Un agradecimiento especial a Concytec Prociencia por apoyar en la realización de esta tesis a través del proyecto denominado “Caracterización biomecánica del gesto técnico de recepción en el voleibol puesta al servicio del entrenamiento deportivo mediante el desarrollo de un aplicativo móvil integrado a un sistema de captura de movimiento low-cost” con Convenio de Financiamiento contrato 058-2018-FONDECYT-BM-IADT-AV.

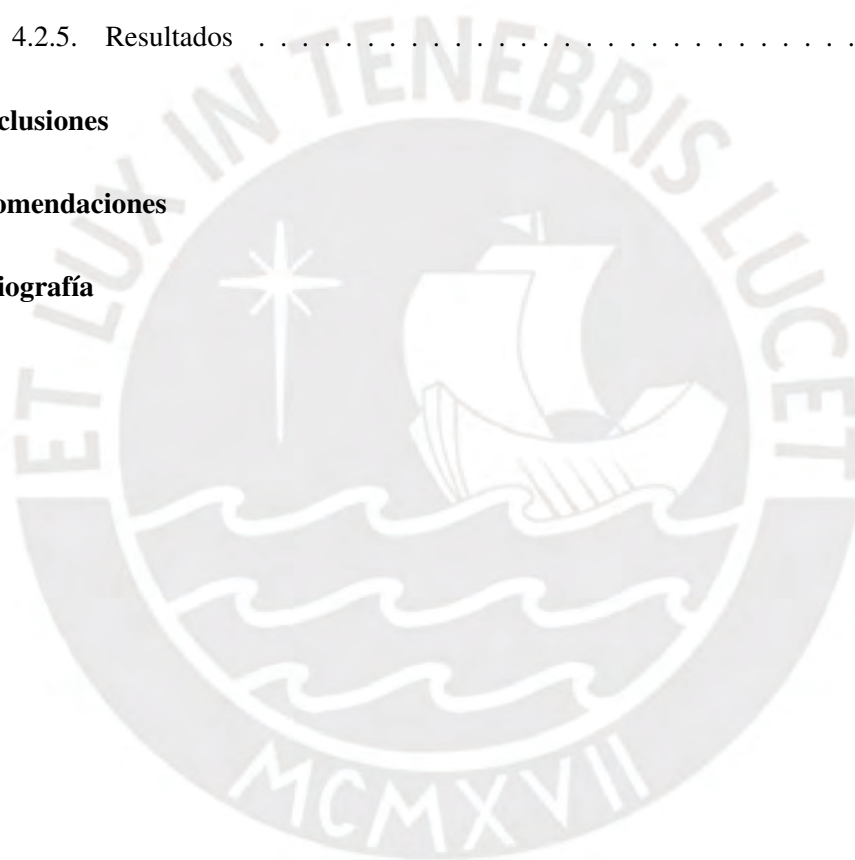


Índice General

Introducción	1
1. Marco Problemático	2
1.1. Problemática	2
1.2. Estado del arte	3
1.3. Justificación	6
1.4. Objetivos	6
1.4.1. Objetivo general	6
1.4.2. Objetivos específicos	6
2. Fundamentos teóricos	8
2.1. Gesto técnico de recepción de voleibol	8
2.2. Fuerzas plantares	9
2.2.1. Introducción	9
2.2.2. Análisis cinético del movimiento del gesto técnico de recepción	10
2.3. Sistema de adquisición de señales	11
2.3.1. Sensado	11
2.3.1.1. Arreglo y ubicación de sensores	11
2.3.1.2. Sensores de fuerza de tres ejes	12
2.3.1.3. Requerimientos del sensor de fuerza triaxial	13
2.3.1.4. Sensores de fuerza de un eje	14
2.3.2. Acondicionamiento de señal	15
2.3.2.1. Circuito de linealización	16
2.3.2.2. Filtro	16
2.3.2.3. Conversión Análoga Digital	16
2.3.3. Procesamiento y comunicación	17
2.3.3.1. Microcontrolador	17

2.3.3.2.	Comunicación	17
2.3.4.	Alimentación	18
2.3.4.1.	Cargador	19
2.3.4.2.	Acondicionamiento del voltaje de alimentación	19
2.4.	Técnica de procesamiento y análisis	19
2.5.	Técnicas de análisis del desempeño del sensor	20
2.6.	Tecnologías desarrolladas en la actualidad	20
2.7.	Ejemplo de aplicación de análisis de las fuerzas de reacción del suelo en la marcha normal humana	21
2.8.	Modelo de solución	22
3.	Diseño del sensor de fuerza triaxial y del sistema de adquisición de fuerzas plantares	24
3.1.	Diseño del sensor de fuerza de tres ejes	24
3.1.1.	Introducción	24
3.1.2.	Diseño mecánico	24
3.1.2.1.	Cálculo de las dimensiones del mecanismo	26
3.1.3.	Diseño electrónico	28
3.1.3.1.	Análisis del sensor propuesto	28
3.1.3.2.	Prototipo del sensor propuesto	29
3.2.	Análisis de la fuerza de reacción del suelo del pie y posición de sensores de tres ejes	30
3.3.	Diseño del sistema de adquisición	30
3.3.1.	Introducción	30
3.3.2.	Acondicionamiento de señal	31
3.3.2.1.	Circuito de linealización y filtro anti-aliasing	31
3.3.2.2.	Multiplexación y conversión analógica digital	34
3.3.3.	Procesamiento y Comunicación	34
3.3.3.1.	Cálculo de las fuerzas totales en cada eje	35
3.3.3.2.	Cálculo del centro de presiones	36
3.3.3.3.	Protocolo de comunicación inalámbrica	36
3.3.4.	Aplicación móvil	37
3.3.5.	Alimentación	39
4.	Pruebas y Resultados	42
4.1.	Prueba de funcionamiento del sistema de adquisición	42
4.1.1.	Prueba del circuito de acondicionamiento de señal	45

4.1.2. Resultados del procesamiento y comunicación	46
4.1.3. Aplicación móvil	47
4.2. Protocolo de pruebas del sistema de adquisición en un ensayo de entrenamiento de voleibol	50
4.2.1. Equipos y materiales	50
4.2.2. Ambiente	50
4.2.3. Sujeto	51
4.2.4. Metodología	51
4.2.4.1. Pre ensayo	51
4.2.4.2. Ensayo	52
4.2.5. Resultados	53
Conclusiones	57
Recomendaciones	58
Bibliografía	59



Índice de Figuras

2.1. Fases del gesto técnico de recepción baja básica, extraído de [1].	9
2.2. Zonas de la planta del pie, trípode plantar y dirección de las GRF.	10
2.3. GRF del gesto técnico de recepción baja del ensayo realizado en el laboratorio LIBRA [2].	10
2.4. Ubicación de sensores propuesta.	12
2.5. Circuito de excitación, extraído de [3]	16
2.6. Componentes de GRF en la punta del pie y el talón. Comparación de las fuerzas registradas por la plataformas y el sistema de adquisición de fuerzas desarrollado por Tao Liu et al, extraído de [4].	22
2.7. Diagrama de bloques del modelo de solución.	22
2.8. Ubicación de los elementos de la propuesta de solución.	23
3.1. Mecanismo de conversión de fuerza cortante a fuerza normal.	25
3.2. Ensamblaje del mecanismo de aluminio y de la estructura externa. a) Vista isométrica. b) Vista superior con medidas. c) Vista lateral con medidas.	27
3.3. Análisis de tensión-deformación mediante el método de elementos finitos. a) Dirección de las fuerzas aplicadas sobre el sensor. b) Resultados del análisis. c) Tensión de Von Mises en el prisma de aluminio. d) Tensión de Von Mises en la estructura externa.	28
3.4. Curva característica del sensor Flexiforce A301.	29
3.5. Prototipo del sensor propuesto.	29
3.6. Posición de los sensores de tres ejes.	30
3.7. Gráfica del voltaje de salida del amplificador en función de la fuerza aplicada en un sensor de cada eje.	32
3.8. Circuito de linealización y filtro anti-aliasing para señales de fuerza del eje Z. . .	33
3.9. Circuito de linealización y filtro anti-aliasing para la señal de fuerza en el eje X. .	33
3.10. Circuito de multiplexación y conversión analógica digital de las señales de fuerza.	34

3.11. Diagrama de flujo principal.	35
3.12. Diagrama de flujo del cálculo de las fuerzas totales en cada eje.	35
3.13. Diagrama de flujo del calculo del centro de presiones.	36
3.14. Cadena de datos transmitidos a la aplicación móvil.	37
3.15. Diagrama de flujo del hilo principal de la aplicación móvil.	38
3.16. Diagrama de flujo de los hilos secundarios de la aplicación móvil.	38
3.17. Interfaz gráfica de la aplicación móvil.	39
3.18. Diagrama esquemático del circuito de alimentación.	40
3.19. Diagrama esquemático del divisor de voltaje de 5 V a 0.5 V.	40
4.1. Balanza Kenwell.	43
4.2. Método de medición.	43
4.3. Resultados de las mediciones.	44
4.4. Curva de histéresis.	45
4.5. Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth de segundo orden.	46
4.6. Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth de tercer orden.	46
4.7. Cadena de caracteres recibidos en la aplicación móvil mediante Bluetooth.	47
4.8. Gráficas de la aplicación móvil. a) Fuerzas en el eje Z. b) Fuerzas totales. c) Centro de presión.	47
4.9. Medición estática sobre el pie derecho del sujeto de ensayo.	48
4.10. Fuerzas producidas en el pie derecho al avanzar un paso. (a) Suma de fuerzas producidas en cada eje. (b) Fuerzas en el eje x de cada sensor. (c) Fuerzas en el eje y de cada sensor. (d) Fuerzas en el eje z de cada sensor.	49
4.11. Centro de presión en la planta del pie derecho al avanzar un paso.	49
4.12. Área del ensayo.	51
4.13. Zapatillas con sensor adherido y piezas de poliestireno.	52
4.14. Posición inicial de la sentadilla.	52
4.15. Posición final de la sentadilla.	53
4.16. Fuerza total producida sobre el pie derecho al realizar un set de cinco sentadillas frontales.	54
4.17. Fuerza total producida sobre el pie izquierdo al realizar un set de cinco sentadillas frontales.	54
4.18. Análisis del centro de presión al ejecutar una sentadilla frontal. (a) Centro de presión en el pie derecho. (b) Centro de presión en el pie izquierdo.	55

Índice de Tablas

1.1. Posición de la selección femenina de voleibol y de otras nacionalidades en torneos internacionales pasados.	2
1.2. Principales características de las plataformas de fuerza.	4
1.3. Principales características de plantillas de fuerza comerciales.	5
2.1. Regiones de la planta del pie empleadas en estudios anteriores.	11
2.2. Comparación de los sensores de fuerza de tres ejes.	13
2.3. Requerimientos del sensor de fuerza de tres ejes.	14
2.4. Comparación de sensores de fuerza de un eje.	15
2.5. Comparación de módulos [5, 6, 7, 8].	17
2.6. Comparación de dispositivos transceptores [9, 10, 7, 8].	18
2.7. Características del módulo TP4056.	19
3.1. Propiedades mecánicas de los metales comparados.	26
3.2. Propiedades mecánicas del plástico ABS y PLA.	27
3.3. Posición de los sensores de tres ejes con respecto al origen de la figura 3.6	30
3.4. Requerimientos del sistema de adquisición.	31
3.5. Especificaciones de los filtros para las señales de fuerza de los ejes X, Y y Z. . .	32
3.6. Consumo de corriente del sistema de adquisición.	41
4.1. Mediciones obtenidas y diferencias entre carga y descarga por cada medición. . .	44
4.2. Características antropométricas del sujeto de ensayo.	51
4.3. Raíz del error cuadrático medio de las fuerzas medidas en el pie derecho en cada set realizado durante el ensayo de la sentadilla.	55
4.4. Raíz del error cuadrático medio de las fuerzas medidas en el pie izquierdo en cada set realizado durante el ensayo de la sentadilla.	56

Introducción

En años recientes, la selección peruana de voleibol no ha demostrado un gran nivel competitivo frente a sus adversarios en comparación a décadas anteriores. Esto se debe entre otros factores, a la falta de tecnologías que asistan a los profesionales del deporte para obtener información cuantitativa acerca del desempeño del deportista. Uno de estos parámetros cuantificables es la fuerza de reacción en el suelo (GRF, por sus siglas en inglés), mediante la cual se puede obtener información concreta sobre la ejecución de un gesto técnico deportivo y sobre la propensión de un deportista a sufrir una lesión en las extremidades inferiores. Actualmente, la medición de la GRF se realiza empleando plataformas de fuerza que restringen el desplazamiento de un deportista al realizar un gesto técnico.

En ese contexto, el Grupo de Investigación en Biomecánica y Robótica Aplicada de la PUCP, viene desarrollando herramientas *wearable* que permitan el análisis de los parámetros biomecánicos implicados en el movimiento de recepción de voleibol, a través de un proyecto titulado “Desarrollo de un Sistema de Entrenamiento Deportivo: Aplicativo Móvil Integrado a un Sistema de Captura de Movimiento Low-Cost”. Como parte de dicho proyecto, la presente tesis propone el diseño de un sistema de adquisición *wearable* que sea capaz de medir la GRF en tres ejes ortogonales en distintos puntos de la región plantar.

Este trabajo se compone de cuatro capítulos. En el capítulo 1, son presentados la problemática, justificación, estado del arte y objetivos. En el capítulo 2, se exponen los fundamentos teóricos tanto de la señal de fuerza que se desea analizar como de los conceptos de electrónica que son necesarios para llevar a cabo el diseño del sistema de adquisición de señales. En el capítulo 3, se aborda el diseño de dicho sistema de adquisición. Y en el capítulo 4, se muestran las pruebas realizadas y resultados obtenidos. Por último, se presenta una sección de conclusiones y una de recomendaciones, en la cual también se incluyen los trabajos futuros.

Capítulo 1

Marco Problemático

1.1. Problemática

En años recientes, el desempeño de la selección peruana de voleibol femenino no ha sido suficientemente bueno como para mantenerse en las primeras posiciones de los principales torneos internacionales como sí lo han hecho las principales potencias del voleibol. Esto se puede apreciar en la tabla 1.1, donde se muestran a las posiciones de Perú y de otras selecciones en torneos pasados. El bajo nivel competitivo de un equipo deportivo se debe, entre otros factores, a una carencia de mejora en la destreza física y una inadecuada ejecución de los gestos técnicos por parte de sus integrantes. Esto último puede conducir a lesiones que inhabilitan al deportista de continuar con los entrenamientos y, en consecuencia, retrasan su progreso. Entre las lesiones más comunes se encuentran el esguince de tobillo (41 % del total de lesiones en voleibol), seguido por el esguince del ligamento anterior cruzado (12 % del total) [11]. En el caso del esguince de tobillo, el tiempo de ausencia medio en los deportistas que sufren esta lesión es de 4.5 semanas mientras que en el esguince de ACL (ligamento anterior cruzado) la ausencia es de 3.8 semanas [11].

Tabla 1.1: Posición de la selección femenina de voleibol y de otras nacionalidades en torneos internacionales pasados.

Selecciones	Seúl 1988 [12]	Perú 2015 [13]	Argentina 2017 [14]	Egipto 2019 [15]
Perú	2	16	12	8
Italia	-	1	1	2
Estados Unidos	-	2	8	1
China	3	3	-	4

En la actualidad, existen métodos de análisis biomecánico que permiten obtener información cuantitativa de los movimientos del deportista y de su progreso en base a la medición de diversos parámetros cinéticos y cinemáticos [16]. Entre los principales parámetros biomecánicos se

encuentran el centro de masa, los ángulos formados en las articulaciones, las fuerzas de reacción con el suelo (GRF, por sus siglas en inglés), la velocidad y el desplazamiento de las extremidades. De estos, las GRF, junto con el movimiento de las extremidades, permiten determinar la carga física que soportan las articulaciones de las extremidades inferiores, tales como el tobillo y la rodilla a través de procedimientos de dinámica inversa [17, 18, 19]. Esta información permite a los entrenadores deportivos con conocimientos de biomecánica gestionar y diseñar entrenamientos personalizados según las necesidades de cada deportista. Esto, con la finalidad de mejorar su desempeño y reducir el riesgo de sufrir lesiones, así como optimizar las terapias de rehabilitación para deportistas lesionados [20].

Las GRF tienen tres componentes ortogonales. La componente vertical representa el peso del deportista mientras que las componentes horizontales representan la fricción entre este y el suelo. La importancia de medir las fuerzas en el plano horizontal en deportes como el voleibol radica en la relación directa entre la magnitud de las GRF horizontales y la carga aplicada sobre los tendones de los miembros inferiores, como el ACL, la cual puede producir una lesión grave. Asimismo, midiendo las GRF horizontales, se puede estimar el nivel de fatiga muscular del deportista registrando el tiempo en el que desaparecen las fuerzas de rozamiento (antero-posterior y medio-lateral) [21]. La fatiga muscular afecta la correcta ejecución del gesto que el deportista está realizando y hace que este sea más propenso a sufrir una lesión, lo que podría conllevar a su inhabilitación en una competencia [22].

1.2. Estado del arte

Actualmente, existen en el mercado diversos productos que miden de forma precisa las GRF de una persona. De estos equipos, las plataformas de fuerza son las empleadas con mayor frecuencia. Estas plataformas tienen forma rectangular y llevan en su interior un conjunto de sensores de fuerza, generalmente uno en cada esquina, que le permite obtener la fuerza total ejercida sobre su superficie. Se caracterizan por tener una alta frecuencia de muestreo que puede llegar a los 1000 Hz, y por tener la capacidad de medir las GRF en los tres planos del espacio. Esto se puede observar en la tabla 1.2, donde se muestran las principales características de tres plataformas de fuerza disponibles comercialmente. Un ejemplo de su uso se da en el estudio realizado por Sato Kimitake y Gary D. Heise [23] donde se investiga como afecta una distribución asimétrica del peso de un deportista en la realización de una sentadilla trasera.

Tabla 1.2: Principales características de las plataformas de fuerza.

Características	AMTI BMS400600 [24]	Kistler 9287CAQ01 [25]	Hawkin Dynamics [26]
Rango: Fx	±4448 N	±5000 N	-
Rango: Fy	±4448 N	±5000 N	-
Rango: Fz	8896 N	15000 N	14000 N
Frecuencia de muestreo: Fx	360 Hz	600 Hz	-
Frecuencia de muestreo: Fy	360 Hz	600 Hz	-
Frecuencia de muestreo: Fz	400 Hz	390 Hz	1000 Hz
Dimensiones	400x600x82.55 mm	900x900x100 mm	605x360x70 mm
Peso	31.82 Kg	30 Kg	13 Kg

Asimismo, existen en el mercado plantillas que miden las fuerzas plantares, tales como Pedar de Novel [27], Biofoot del Instituto Biomecánico de Valencia (IBV) [28,29] y F-Scan de la compañía norteamericana Tekscan [30]. Las plantillas Pedar pueden registrar de 30 a 1,200 kPa con una resolución de 5 kPa e histéresis inferior a 7 %. Además, cuenta con un módulo que se sujeta a la cintura del deportista y transmite las señales mediante Bluetooth a una computadora con sistema operativo Windows a una frecuencia de 200 Hz. Adicionalmente, este módulo tiene una memoria SD de 2GB para almacenar los datos registrados.

Las plantillas Biofoot contienen 64 sensores piezoeléctricos distribuidos en cada plantilla, tiene una repetitividad en las medidas de 2 % y linealidad de 2 %. Su módulo de transmisión pesa 400 g, tiene un alcance de transmisión de 200 m en espacios abiertos y 1 hora de autonomía tomando medidas continuas. Transmite hasta 210 mapas de las dos plantillas por segundo a una computadora, la cual debe llevar conectada una tarjeta de recepción.

La plantilla F-Scan contiene 3.9 sensores/cm², mide una presión máxima de 862 kPa, y cuenta con dos modos de transmisión de datos. El primer modo es mediante cable USB para una distancia máxima de 30m y frecuencia de transmisión de 750Hz. El modo inalámbrico puede transmitir los datos mediante Wi-Fi a una frecuencia de 100 Hz y una distancia máxima de 100 m a una computadora con sistema operativo Windows. Adicionalmente, el sistema F-Scan cuenta con una memoria interna para guardar los datos recolectados y visualizarlos posteriormente. En la tabla 1.3 se resumen las características de las plantillas descritas.

Tabla 1.3: Principales características de plantillas de fuerza comerciales.

Características	Biofoot del IBV [27]	Pedar de Novel [28]	F-Scan de Tekscan [29]
Rango: Pz	0 - 1200 kPa	30 - 1200 kPa	862 kPa
Resolución: Pz	0.1 kPa	2.5 kPa	-
Frecuencia de muestreo: Fz	700 Hz	200 Hz	100 Hz
Resolución espacial (sensores)	64 por plantilla	99 por plantilla	3.9 por cm ²
Espesor	0.7 mm	1.9 mm	0.4 mm
Peso del módulo de transmisión	400 g	400 g	322 g
Autonomía	1 hora	-	2 horas

También se han desarrollado plantillas para la medición de GRF en el ámbito académico. En 2012, Natali Cucho y Adriana Alarcón [30] desarrollaron una plantilla para la presión plantar en pie diabético. Una plantilla de lona con 16 sensores Flexiforce A201 adosados. Los sensores se conectaban a un módulo de acondicionamiento y transmisión en un contenedor de madera sujetado a la espalda del paciente. La transmisión se realizaba por medio de un cable serial a una computadora. Los datos obtenidos eran procesados en Excel. Este sistema presentó una repetitividad máxima de 20 %.

En 2015, Adin Ming Tan et al. [31] diseñaron una plantilla de bajo costo que únicamente mide fuerzas en el eje vertical, cuyos transductores son de carbón piezoresistivo. Esta cuenta con 75 transductores. Para la calibración y verificación del desempeño de la plantilla se usó una plataforma de fuerza Kistler. Cada sensor de la plantilla tiene un área de 225 mm² y soporta una fuerza de 250N. Como resultado se obtuvo un coeficiente de determinación de 0.981 para fuerzas menores a 700N.

Si bien estos equipos cumplen la función de medir las GRF, también tienen desventajas cuando se utilizan en un ensayo de tipo deportivo. Por un lado, las plataformas de fuerza, debido a que deben permanecer ancladas al suelo, restringen el área sobre la cual el sujeto de ensayo debe realizar sus movimientos. Esto genera que los datos adquiridos del ensayo no representen el movimiento evaluado como se realizaría en un entrenamiento rutinario. Además, no cuentan con resolución espacial, lo cual impide conocer en que regiones de la planta del pie se producen las fuerzas registradas. Por otro lado, las plantillas consiguen eliminar las desventajas que presentan las plataformas, sin embargo, no tienen la capacidad de medir las GRF en los tres planos del espacio.

1.3. Justificación

Actualmente, el Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica-PUCP (GIRAB) está trabajando en un proyecto denominado “Desarrollo de un Sistema de Entrenamiento Deportivo: Aplicativo Móvil Integrado a un Sistema de Captura de Movimiento Low-Cost” cuyo objetivo es encontrar los indicadores biomecánicos que intervienen en la ejecución del gesto técnico de recepción del voleibol y mostrar los datos registrados de las voleibolistas en un teléfono móvil a través de una aplicación. Un grupo importante de estos indicadores son las GRF que se generan en la voleibolista. Para medir estas fuerzas, el grupo GIRAB cuenta con un sistema de análisis cinético del movimiento que incluye dos plataformas de fuerza de la marca AMTI [32].

Por ello, surge la necesidad de integrar las funcionalidades de portatibilidad de las plantillas y la medición en los tres ejes de las plataformas de fuerza en un solo dispositivo como en el trabajo desarrollado por Son et al. [33], quienes proponen el diseño de una suela que contiene siete sensores de fuerza. Estos sensores pueden medir la fuerza en tres ejes dependiendo de su orientación en la suela. Dicha suela se coloca debajo de la suela original del calzado y es capaz de medir hasta 4000 N de fuerza vertical (eje z) y hasta ± 2000 N en los ejes horizontales con una resolución de 0.48N. Además, es flexible para que se adapte a los movimientos del pie. Tiene una altura de 27 mm y un peso de 401.6 gramos. Sin embargo, este diseño no cuenta con comunicación inalámbrica.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

El objetivo general de la presente tesis es diseñar un sistema de adquisición de señales de fuerzas de reacción en el suelo generadas por una persona al ejecutar un ensayo de voleibol, en los tres planos del espacio; el plano vertical, antero - posterior y medio - lateral.

1.4.2. Objetivos específicos

- Estudiar y diseñar un prototipo de sensor de fuerza triaxial.
- Analizar las fuerzas de reacción del suelo del pie para ubicar los puntos en la región plantar con la mayor intensidad.
- Diseñar el sistema de adquisición de fuerzas de reacción generadas en el movimiento en los

tres planos del espacio y su interfaz gráfica en una aplicación móvil.

- Realizar pruebas que validen el funcionamiento del sistema diseñado.



Capítulo 2

Fundamentos teóricos

2.1. Gesto técnico de recepción de voleibol

El gesto técnico de recepción tiene dos propósitos principales y fundamentales en el voleibol: impedir que el balón toque el suelo de la zona del equipo y armar jugadas que puedan finalizar en un punto a favor del equipo. Existen dos tipos de recepción clasificados según el gesto que la precede y, por ende, por la forma en que el balón se dirige hacia la receptora. La recepción de ataque es empleada inmediatamente después de un remate del equipo contrario y su finalidad es evitar que el balón llegue al suelo, así como reducir la velocidad del balón para intentar un contraataque. Por otro lado, la recepción de servicio se ejecuta cuando el equipo contrario realiza un saque y su finalidad es dirigir el balón hacia la armadora para generar una jugada de ataque. Asimismo, los dos tipos de recepción se pueden realizar usando distintos estilos [34]. De todos estos estilos, la presente tesis se enfoca en el gesto técnico de recepción baja básica del voleibol. El análisis de este gesto se realiza dividiéndolo por fases, las cuales han sido clasificadas y descritas de forma distinta en libros escritos por entrenadores de voleibol [35, 36, 37]. A. W. Iwoilow describe en [38] el gesto en cuatro fases: preparación, trabajo, fase de secuelas y la fase final. Dichas fases se pueden observar en la figura 2.1.

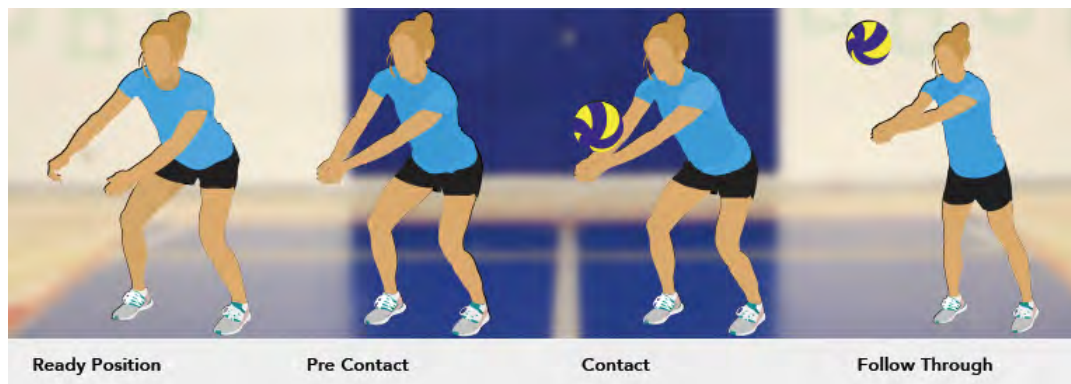


Figura 2.1: Fases del gesto técnico de recepción baja básica, extraído de [1].

2.2. Fuerzas plantares

2.2.1. Introducción

La fuerza que ejerce el suelo sobre un cuerpo cuando este se encuentra en reposo o en movimiento se denomina fuerza de reacción del suelo o GRF (del inglés Ground Reaction Force). Esta fuerza es de igual magnitud y de dirección inversa a la que ejerce la persona sobre el suelo. Si los puntos de contacto entre el suelo y la persona son las plantas de los pies, estas se denominan fuerzas plantares. La fuerza de reacción vertical normalmente responde al peso de la persona mientras que las fuerzas horizontales o cortantes, a la fricción con el suelo [39]. Generalmente, la magnitud de estas fuerzas se representa en Newton o como un porcentaje del peso corporal de la persona en la que actúan. La magnitud y puntos de contacto de estas fuerzas no son constantes en el tiempo, ni siquiera cuando el sujeto se encuentra en una posición estática, debido a que el cuerpo presenta pequeños balanceos hacia atrás y adelante (plano sagital) y hacia la derecha e izquierda (plano frontal). Por otro lado, existen zonas en la planta del pie que concentran una mayor cantidad de fuerza que el resto. Un ejemplo de esto es el triángulo formado por el calcáneo y las cabezas del primer y el quinto hueso metatarsiano, los cuales están en las posiciones 1, 2 y 3 de la figura 2.2, respectivamente. Estas regiones concentran la mayor cantidad de fuerza cuando la persona se encuentra parada sobre ambos pies. En conclusión, cada deporte y, en particular, cada gesto técnico tiene una distribución de GRFs característica.

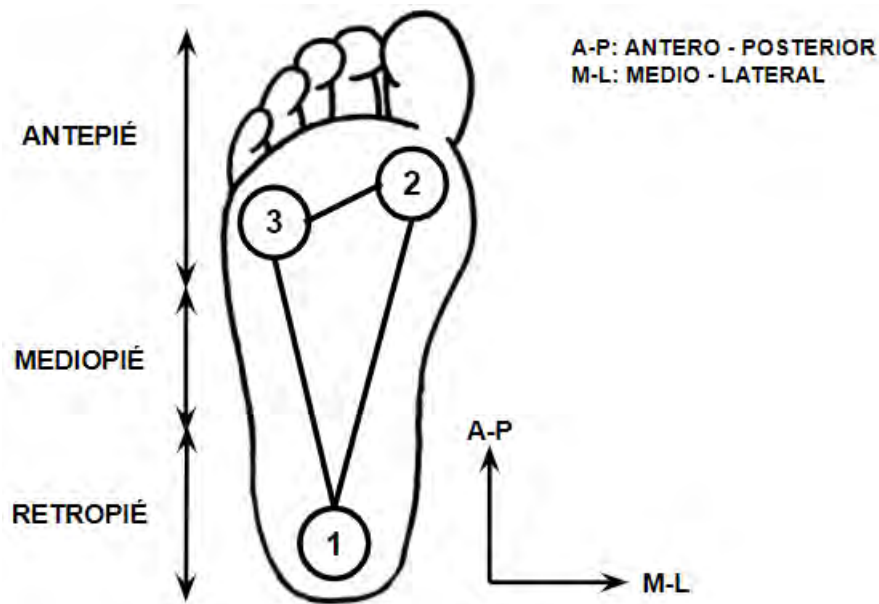


Figura 2.2: Zonas de la planta del pie, trípode plantar y dirección de las GRF.

2.2.2. Análisis cinético del movimiento del gesto técnico de recepción

Consiste en la medición de las fuerzas que interactúan con la voleibolista durante la ejecución de todas las fases del gesto técnico de recepción. Comprende las fuerzas intermusculares, GRFs y la fuerza de contacto con el balón. Este gesto fue previamente analizado en una mujer de 52 kg jugadora del equipo de voleibol de la PUCP usando las plataformas de fuerza mencionadas en el primer capítulo y se registró una GRF vertical máxima de 542N en cada pie cuando la jugadora está apoyada sobre la punta de ambos pies en contacto con el suelo. Asimismo, la GRF antero-posterior y medio-lateral máxima es de 86N y 31N, respectivamente. Además, se analizó la señal en frecuencia, donde se obtuvo un ancho de banda de 5Hz (esto puede ser visto en el anexo A). La representación gráfica de las fuerzas del ensayo realizado se presenta en la figura 2.3.

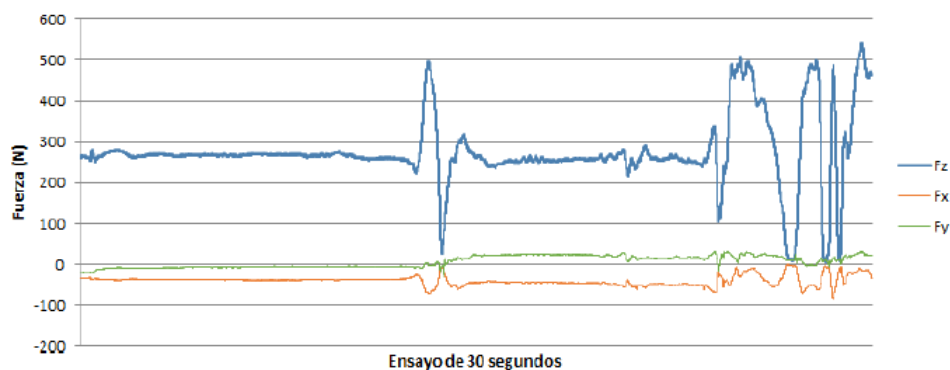


Figura 2.3: GRF del gesto técnico de recepción baja del ensayo realizado en el laboratorio LIBRA [2].

2.3. Sistema de adquisición de señales

Este sistema comprende las etapas de sensado, acondicionamiento de señal, procesamiento, transmisión y alimentación. La etapa de acondicionamiento de señal permite modificar la señal eléctrica recibida del sensor para poder ser manipulada por el microcontrolador.

2.3.1. Sensado

La etapa de sensado tiene como finalidad medir una magnitud física a través de una magnitud eléctrica. En este caso la magnitud física a medir es la fuerza. Debido a que se debe obtener tanto la fuerza vertical como las fuerzas horizontales, se requiere utilizar un sensor de fuerza triaxial.

2.3.1.1. Arreglo y ubicación de sensores

La ubicación de los sensores en la región plantar se basa en las zonas donde se concentra la mayor parte de la fuerza durante el movimiento a registrar. Shu et al. [40] divide la planta del pie en 15 regiones principales en las que se concentran las fuerzas plantares con mayor intensidad. Debido a la forma de la planta de un pie normal (sin tomar en cuenta deformaciones como el pie plano), la mayor parte de la fuerza se concentra sobre el hallux, el calcáneo y la cabeza del primer y quinto hueso metatarsiano. Diversas investigaciones [41, 42, 43, 44, 33, 45, 46, 47] han utilizado este patrón. En la tabla 2.1 se presentan en color verde las regiones estudiadas en estas investigaciones de acuerdo a división planteada por Shu.

Tabla 2.1: Regiones de la planta del pie empleadas en estudios anteriores.

Autor	Regiones de la planta del pie [40]													
	1	2	4	5	6	7	8	9	10	11	12	14	15	
Bamberg et al.[41]	■	■			■				■				■	
Lind et al.[42]	■				■				■			■		
Salpavaara et al.[43]	■				■				■				■	
Tavares et al.[44]	■		■		■				■				■	
Son et al.[33]	■					■			■			■		
Liu et al.[45]	■		■		■								■	
Zhang et al.[46]	■		■		■		■		■	■	■		■	
Park et al.[47]	■				■				■				■	

De la tabla anterior se puede ver que las regiones más empleadas son las zonas 1, 6, 10 y 15; las cuales corresponden al calcáneo, la cabeza del primer y quinto hueso metatarsiano y el hallux, respectivamente. En la presente tesis se opta por utilizar dichas regiones. Adicionalmente, se utilizará la zona externa de la parte media del pie, la cual tiene el número 4 en la tabla, ya que

ha sido relevante en el análisis de fuerzas cortantes. La distribución final se puede apreciar en la figura 2.4.



Figura 2.4: Ubicación de sensores propuesta.

2.3.1.2. Sensores de fuerza de tres ejes

Para evaluar el desempeño de un sensor de fuerza se debe tener en cuenta las siguientes características:

- Rango: Indica la mínima y máxima fuerza que pueden ser medidas por el sensor.
- Resolución: Representa la mínima variación de fuerza que puede ser detectada por el sensor.
- Linealidad: Es una forma de conocer qué tanto se asemeja la curva característica del sensor a una recta.
- Histéresis: Expresa la máxima variación registrada en algún punto del rango medible al realizar una medición incrementando la intensidad de la fuerza y reduciendo la fuerza.

Adicionalmente, cuando se trabaja con sensores que sensan en más de una dirección, se debe tener en cuenta el *crossstalk*. Este parámetro representa la magnitud medida en un eje del sensor cuando se aplica una fuerza exclusivamente en un eje distinto. Idealmente, su valor es igual a cero. A continuación se presentan tres sensores de fuerza triaxiales, dos desarrollados por universidades y uno comercial.

Osama Al-Mai et al. [48] utilizaron la reflexión de la luz para medir fuerza. Para esto, colocaron tres luces LED en los distintos ejes de un prisma rectangular cuyas bases están hechas de aluminio y sus lados, de plástico ABS. Las luces LED iluminan el interior del prisma mediante fibra óptica

hasta llegar a una superficie reflectiva que dirige las ondas de luz hacia un fotodiodo. Cuando se ejerce una fuerza en alguno de los tres ejes, varía la distancia entre la superficie reflectiva y el fotodiodo, registrándose una variación de la intensidad de luz en función de la fuerza aplicada.

El sensor diseñado por Hyunjin Choi et al. [49] contiene tres cámaras de aire separadas 120° dentro de una carcasa de silicona. Dentro de cada una de estas cámaras se encuentra un sensor de presión de aire. Al aplicar una fuerza sobre el sensor, el volumen de las cámaras aumenta o disminuye según la magnitud y dirección de la fuerza. El cambio del volumen genera un cambio en la presión dentro de la cámara dado por la ley de los gases ideales y, de esa forma, se obtiene una variación en la presión proporcional a la variación de la fuerza.

Finalmente, los sensores comerciales USL08-H6 [50] de la compañía Tec Gihan tienen excelentes prestaciones ya que son capaces de medir fuerzas de 2kN en el eje Z y 1kN en los ejes horizontales X y Y. Además, su tamaño y peso es ideal para aplicaciones en *wearables*. Sin embargo, su precio es muy elevado (2000 dólares aproximadamente). Una comparación de las principales características de estos sensores se muestra en la tabla 2.2.

Tabla 2.2: Comparación de los sensores de fuerza de tres ejes.

	Al-Mai et al. [48]	Choi et al. [49]	USL08-H6 (Tec Gihan) [50]
Rango: Fx	±2.5N	±140N	±1kN
Rango: Fy	±2.5N	±140N	±1kN
Rango: Fz	±13N	±1000N	±2kN
Linealidad	<±5 %FSO	<±1 %FSO	<±1 %FSO
Histéresis	-	-	<±1 %
Crosstalk	<5 %	-	-
Dimensión: Área	55mm x 55mm	40mm (diámetro)	28mm x 28mm
Dimensión: Altura	16mm	7mm	6mm

2.3.1.3. Requerimientos del sensor de fuerza triaxial

Del análisis del gesto técnico de recepción presentado previamente, se obtiene que la relación entre las fuerza plantares y el peso del sujeto de estudio es de 1.06 para el eje z, 0.16 para el eje x y 0.06 para eje y. Del estudio realizado por Fernández et al. [51], el peso promedio de una voleibolista de altos logros es de 71.7 kg. Por lo tanto, la mínima fuerza a medir es de 744.9 N en el eje z, 112.4 N en el eje x y 42.2 N en el eje y. Finalmente, como parte de los requerimiento se establece un rango de 0 a 1000 N en el eje z y de -200 a +200 N en ambos ejes horizontales.

Asimismo, se establece una frecuencia de muestreo mínima de 10 Hz de forma que se cumpla la condición del teorema de muestreo de Nyquist. Eizentals et al. [52] realizaron un estudio para identificar las fases de marcha humana a partir de la presión plantar empleando una frecuencia de muestreo de 40 Hz y concluyeron el error en sus resultados puede ser reducido con una mayor

frecuencia de muestreo. Para este trabajo de tesis se busca obtener una frecuencia de muestreo igual o superior a 100 Hz, ya que esta frecuencia ha sido empleada en distintos productos comerciales e investigaciones [29, 43, 45, 53, 54].

Por otro lado, del sensor desarrollado por Al-Mai [48] se considera una linealidad y *crosstalk* menor a 5 %.

Por último, el peso del arreglo de sensores debe ser menor a 300 g para no afectar significativamente el movimiento del sujeto [55]. Los requerimientos descritos anteriormente se presentan en la tabla 2.3.

Tabla 2.3: Requerimientos del sensor de fuerza de tres ejes.

Rango: Fx	0 - 1000 N
Rango: Fy	±200 N
Rango: Fz	±200 N
Linealidad	<±5 %FSO
Histéresis	<±5 %FSO
Crosstalk	<5 %
Frecuencia de muestreo	100 Hz
Peso	<60 g

2.3.1.4. Sensores de fuerza de un eje

Existen diversas tecnologías de sensores de fuerza de un eje, entre las más populares están los de efecto piezorresistivo y los de efecto capacitivo. A continuación, se presentan tres sensores de fuerza unidireccionales basados en estas tecnologías, de los cuales se seleccionará uno para el diseño un sensor de fuerza triaxial.

a) Sensores de efecto piezorresistivo

Estos sensores generan una resistencia variable en función de la fuerza aplicada. A continuación se presentan tres sensores que funcionan según este principio.

Interlink Electronics FSR: Estos sensores no son apropiados para aplicaciones con carga dinámica y la información obtenida de sus mediciones es generalmente cualitativa. Miden una fuerza máxima de 20N. Principalmente se emplea como pulsador para el control de dispositivos electrónicos en interfaces hombre-máquina [56].

Tekscan Flexiforce: Este sensor está compuesto por dos capas de plata, separadas por un material sensible a la presión y recubiertas por dos capas de un sustrato flexible. Puede medir hasta 4400N de fuerza con una linealidad del 3 %, siempre que la fuerza se aplique en, al menos, el 70 % del área de sensado [3].

Strain gauge: En este tipo de sensores, a diferencia de los FSR, su resistencia varía en función de la deformación de la red de filamentos metálicos impresos en su superficie. Si bien son sensibles a cambios de temperatura, este efecto puede ser anulado mediante un puente Wheatstone [57]. Con la finalidad de medir fuerza, estos sensores son adheridos a celdas de carga, las cuales no son idóneas en aplicaciones donde el volumen y el peso son una restricción.

b) Sensores de efecto capacitivo

Los sensores de efecto capacitivo generan una capacitancia variable en función de la fuerza aplicada. Como se puede apreciar en la tabla 2.4, tiene mejores prestaciones que los sensores piezorresistivos. Sin embargo, requieren de una señal de alta frecuencia para que el cambio en la capacitancia sea significativo [58], lo cual hace que el circuito de acondicionamiento sea más complejo de implementar. Un ejemplo es el sensor capacitivo SingleTact [59].

Tabla 2.4: Comparación de sensores de fuerza de un eje.

	Flexiforce [3]	Interlink [56]	SingleTact [59]
Rango de fuerza	4400N	20N	450N
Linealidad	<±3 %FSO	No especifica	<±2 %FSO
Repetibilidad	<±2.5 %	±2 %	<1 %
Histéresis	<4.5 %FSO	10 %FSO	<4 %FSO
Drift	<5 % log10(tiempo)	<5 % log10(tiempo)	<2 % log10(tiempo)
Tiempo de respuesta	<5µs	<3µs	<1µs
Temperatura de operación	-40°C a +60°C	-40°C a +85°C	-40°C a +200°C
Precio	USD12.18	USD7.58	USD19.95

Los tres sensores presentados cumplen los requerimientos tiempo de respuesta, pero solo el SingleTact y el Flexiforce satisfacen los requerimientos de histéresis y linealidad. De estos dos, solo el Flexiforce es capaz de medir los 1000 N requeridos.

2.3.2. Acondicionamiento de señal

Dado que se emplearán sensores piezorresistivos, lo que se obtendrá del sensor es un valor de resistencia (ohm) cuya magnitud cambia de forma inversa a la fuerza aplicada. Para que este valor pueda ser procesado por el microcontrolador, primero debe ser convertido en una señal eléctrica expresada en voltios mediante un circuito electrónico analógico, el cual será denominado “Circuito de linealización”. Luego, esta señal debe ser filtrada, amplificada (o atenuada) y convertida a una señal digital.

2.3.2.1. Circuito de linealización

En la guía de usuario de los sensores Flexiforce se recomiendan tres circuitos. Uno de ellos es un divisor de voltaje el cual entrega un voltaje no lineal. Los otros dos circuitos sí entregan un voltaje lineal, sin embargo, solo uno (figura 2.5) funciona con voltajes únicamente positivos, lo cual reduce la complejidad y costo del proyecto.

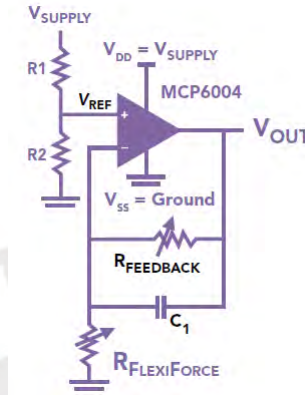


Figura 2.5: Circuito de excitación, extraído de [3]

2.3.2.2. Filtro

En esta etapa, la señal eléctrica recibida de los sensores debe ser tratada, atenuando las componentes de frecuencia que no son de interés (ruido) y amplificando, de ser necesario, las componentes que se desean procesar. Los filtros son circuitos capaces de alterar la amplitud y fase de una señal con respecto a su frecuencia. Según el tipo de señal que con la que trabajan, los filtros pueden ser analógicos o digitales. De estos, el más empleado en trabajos de investigación de fuerzas plantares es el filtro Butterworth [60, 61, 62].

2.3.2.3. Conversión Analógica Digital

Un conversor análogo digital (*ADC*, por sus siglas en inglés) convierte una señal analógica en una señal digital. Generalmente, realiza cuatro funciones: muestreo, retención, cuantización y codificación. Tiene un voltaje o corriente de referencia analógico por el cual es dividido el voltaje o corriente de entrada [63]. Su resolución se mide en número de bits o milivoltios. Cada sensor de fuerza que se diseñará produce 5 señales analógicas, es decir el sistema de adquisición tiene 25 entradas analógicas. Por ello se requiere incluir una etapa de multiplexación previa a la digitalización de las señales. Además, estas 25 señales se deben muestrear, al menos, 100 veces por segundo por lo que la frecuencia de muestreo del ADC debe superior a 2.5 ksp/s. Por otro lado, se busca que el sistema tenga una resolución menor o igual a 1 N de fuerza, así que el ADC debe

tener una resolución mínima de 10 bits para cubrir el rango de 1000 N.

2.3.3. Procesamiento y comunicación

Una vez que la señal medida ha sido digitalizada, debe ser procesada y transmitida al dispositivo móvil para su visualización y almacenamiento.

2.3.3.1. Microcontrolador

De preferencia se busca emplear un microcontrolador compatible con el IDE (Entorno de desarrollo integrado) de Arduino, ya que cuenta con la colaboración de una gran comunidad de programadores, así como de librerías de código abierto. Un resumen de las principales características de cuatro tarjetas compatibles con Arduino IDE que se pueden conseguir localmente es presentado en la tabla 2.5.

Tabla 2.5: Comparación de módulos [5, 6, 7, 8].

	Arduino Uno	Arduino Nano	ESP8266	ESP32
Microcontrolador	Atmega328P	Atmega328P	Xtensa LX106	Xtensa LX6
Frecuencia de reloj	16MHz	16MHz	80MHz	160MHz
Voltaje de operación	5V	5V	3.3V	3.3V
Voltaje de alimentación	6-20V	7-12V	3.3V	3.3V
I/O Digital	14	14	17	36
Entradas analógicas	6	8	1	15
ADC	10 bits	10 bits	10 bits	12 bits
Memoria Flash	32KB	32KB	1MB	4MB
Consumo	46mA	15mA	170mA	180mA
Comunicación inalámbrica	No	No	WiFi	WiFi/Bluetooth

2.3.3.2. Comunicación

Para poder visualizar y almacenar los datos, estos deben ser enviados desde el microcontrolador hacia un dispositivo móvil. Esto se puede realizar de forma cableada o inalámbrica. Dado que se necesita la mayor comodidad para que la voleibolista pueda ejecutar el gesto técnico, se decide usar la comunicación inalámbrica. De esta última se destacan tres estándares:

WiFi: Opera en las bandas de 2.4GHz y 5 GHz del espectro electromagnético. Emplea un ancho de banda de 20, 40 o 80MHz, según el protocolo que se use. Es comúnmente usado en redes WLAN (red de área local inalámbrica).

Bluetooth: Utiliza la banda de 2.4GHz. Su última versión tiene una velocidad de transferencia de 50Mbps. Tiene menos cobertura que WiFi. Es usada en redes WPAN (red de área personal

inalámbrica).

Zigbee: Utiliza la banda de 2.4GHz y sus canales un ancho de banda de 5MHz. Es usada en redes WPAN, en aplicaciones donde se requiere el menor consumo de energía y una baja transferencia de datos como en domótica.

En la tabla 2.6 se muestran las características de un dispositivo que utiliza cada tecnología mencionada. Los dos primeros son únicamente transceptores mientras que los dos últimos dispositivos son dos de las tarjetas presentadas en la tabla anterior, las cuales incluyen protocolos de comunicación inalámbrica.

Tabla 2.6: Comparación de dispositivos transceptores [9, 10, 7, 8].

	HC-06	Digi Xbee S2C	ESP8266	ESP32
Estándar	Bluetooth	Zigbee	WiFi	WiFi/Bluetooth
Banda de frecuencia	2.4GHz	2.4GHz	2.4GHz	2.4GHz
Potencia de transmisión	6dBm	3.1mW	215mW	13dBm/9dBm
Cobertura	10m	60m	100m	100m/10m
Tasa de bits	2-3Mbps	250kbps	72.2Mbps	150Mbps/4Mbps
Voltaje de alimentación	3.3V	2.1V a 3.6V	3.3V	3.3V
corriente de transmisión	40mA	33mA	170mA	180mA/130mA
corriente de recepción	40mA	28mA	100mA	100mA
Corriente en reposo	<1mA	<1uA	0.9mA	-

Si bien todos los módulos presentados satisfacen los requerimientos del microcontrolador y comunicación, se empleará el módulo ESP32 ya que integra las funcionalidades de procesamiento y transmisión en un solo paquete. Además, cuenta tanto con WiFi como con Bluetooth.

2.3.4. Alimentación

Todo el sistema de adquisición, desde los transductores hasta el sistema de comunicación, necesita recibir energía para su funcionamiento. Dado que este sistema no se encontrará en una posición fija sino que será parte de la vestimenta de una persona, requiere ser alimentado con baterías. Con la finalidad de mantener el sistema activo durante toda la sesión de pruebas, se considerará una autonomía mínima de 1 hora. La autonomía se calcula dividiendo la capacidad de la batería, dada en miliamperios hora (mAh), entre la corriente que consume el sistema en miliamperios (mA). A continuación se detallan las características de las pilas alcalinas, las baterías de iones de litio (Li-Ion) y las baterías de polímero de litio (LiPo).

Pilas alcalinas: Su funcionamiento depende de una reacción redox entre el dióxido de manganeso y el zinc. No son recargables. Los tipos más comunes son AA, AAA y la pila de 9 V [64].

Batería Li-Ion: Es recargable. Tiene forma tubular. Proporcionan entre 3.6 V a 3.7 V, tienen una descarga lineal y una baja tasa de autodescarga. Tienen una duración media de 500 ciclos [65].

Batería LiPo: Al igual que la anterior, es recargable y proporciona un voltaje de 3.7 V. Tiene forma rectangular. No debe descargarse a un valor menor a 3 V.

Se opta por utilizar una batería LiPo ya que proporciona un voltaje mayor al de operación de los principales componentes y además su forma permite reducir las dimensiones del módulo de adquisición.

2.3.4.1. Cargador

Para cargar la batería LiPo se usará el módulo TP4056 que cuenta con un circuito de carga y protección. Sus principales características se presentan en la tabla 2.7.

Tabla 2.7: Características del módulo TP4056.

Características	Módulo TP4056 [66].
Corriente de carga máx	1A
Conexión	USB (5V)
Protección de sobrecarga	4.28V
Protección de descarga	3V

2.3.4.2. Acondicionamiento del voltaje de alimentación

Debido a que se requiere un voltaje de operación constante de 3.3 V, se necesita reducir el voltaje de la batería. Esto se consigue mediante un convertidor DC-DC, el cual incluya 3.7 V en su rango de tensión de entrada y entregue 3.3 V a salida.

2.4. Técnica de procesamiento y análisis

Ya que cada sensor proporciona información de la fuerza aplicada sobre sí mismo, se debe emplear un método para hallar la fuerza total en cada eje. Para esto se debe de sumar, para cada eje, la fuerza medida por los cinco sensores como se muestra en la ecuación 2.1, donde F es la fuerza aplicada en el eje N y k representa la cantidad total de sensores.

$$F_{Ntotal} = \sum_{i=1}^k F_{Ni}, \quad N = X, Y, Z \quad (2.1)$$

Adicionalmente, se debe tener un registro del centro de presión (CoP), el cual se obtiene mediante la siguiente expresión obtenida de [46], donde x es la posición del sensor en el eje x

(anterior - posterior) e y es la posición del sensor en el eje y (medio - lateral):

$$X = \frac{\sum_{i=1}^k F_{Zi} * x_i}{\sum_{i=1}^k F_{Zi}} \quad (2.2)$$

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^k F_{Zi} * y_i}{\sum_{i=1}^k F_{Zi}} \quad (2.3)$$

2.5. Técnicas de análisis del desempeño del sensor

Con la finalidad de evaluar características como linealidad, histéresis y crosstalk, se debe comparar las mediciones del sensor propuesto con medidas conocidas de antemano. Diversas publicaciones relacionadas con el desarrollo de sensores [33, 48, 49, 67], han utilizado sensores de fuerza de tres ejes comerciales para contrastar resultados y han empleado equipos como máquinas de ensayo de compresión y plataformas de traslación y rotación para aplicar fuerzas normales y cortantes.

Dado que no se dispone de un sensor de fuerza de tres ejes en el laboratorio, las mediciones en el eje vertical se realizan aplicando masas de magnitud conocida (previamente pesadas en una balanza). Para la calibración se emplea el método de regresión lineal por mínimos cuadrados.

2.6. Tecnologías desarrolladas en la actualidad

En la actualidad no existen en el mercado plantillas o algún otro wearable de medición de fuerzas plantares en los tres ejes, pero sí se han desarrollado diversos equipos de forma experimental en laboratorios y universidades, como los que se describen a continuación.

La suela desarrollada por Gwang Min Gu et al. en el 2015 [67] consistía en dos sensores biaxiales cilíndricos. Cada uno unido a la suela del calzado a través de una placa de acero de 64mm x 72mm, tenía una altura total de 12mm. Este diseño medía hasta 1000N en el eje vertical y mostró un error cuadrático medio (RMSE) de 4.6 % y repetitividad de 0.6 %.

En el 2012, Lucas S. Lincoln et al. [68] desarrollaron una plantilla con cinco sensores triaxiales montados en una tarjeta de circuito impreso (PCB) flexible cubierta en silicona. La plantilla tenía un espesor total de 5.5mm. Presentó problemas de continuidad en la PCB. Sin embargo, obtuvo un error medio de 2.9 %, 4 % y 6.2 % en los ejes X, Y y Z, respectivamente.

En el estudio para medir las GRF que se producen durante una carrera realizado por Kenta Moriyasu et al. [69], se usó cinco sensores triaxiales de la marca Tec Gihan y catorce bloques de ABS del mismo tamaño de los sensores, los cuales fueron distribuidos debajo de la suela de una

zapatilla para maratón. Dado que los sensores eran de aluminio, se aplicó una capa de goma de 3mm de altura entre estos y el suelo, para evitar el deslizamiento.

2.7. Ejemplo de aplicación de análisis de las fuerzas de reacción del suelo en la marcha normal humana

La mayoría de estudios realizados con plataformas y plantillas de fuerza han sido dedicados al análisis de la marcha. Tres de estos trabajos se describen a continuación.

Gwang Min Gu et al. [67] estudiaron los distintos patrones en las GRF durante la marcha normal y la sobrepronada. Para ello, analizaron las componentes vertical y mediolateral de dos sujetos cuando realizaban una marcha normal y otra imitando una marcha sobrepronada. Como resultado la fuerza mediolateral fue igual al 10 % del peso del sujeto durante la marcha normal, mientras que durante la marcha sobrepronada, la fuerza fue igual al 20 % del peso del sujeto.

Adam M. Howell et al. [70] evaluaron las diferencias en los patrones de la marcha de personas sanas y personas con hemiplejía. Con este propósito, analizaron la marcha de seis sujetos si ningún tipo de complicación al caminar y cuatro sujetos con hemiplejía. Los equipos usados fueron dos plataformas de fuerza AMTI, diez cámaras infrarrojas Vicon con marcadores y dos plantillas de medición de fuerza diseñadas por los investigadores. A todos los sujetos se les pidió que caminaran hasta registrar un mínimo de diez pasos en las plataformas.

Tao Liu et al. [4] analizaron las componentes de GRF y el centro de presión de la marcha de un sujeto de 29 años de edad y 66 kg. Los investigadores emplearon el sistema de adquisición de fuerzas diseñado por ellos, una plataforma de fuerzas y un sistema de captura de movimiento. Se le pidió al sujeto que caminara en dirección a la plataforma y pisara sobre ella con el pie que se debía sensor. Esto se realizó diez veces y se tomaron 100 muestras por segundo. Los resultados de los componentes de fuerza medida se muestran en la figura 2.6.

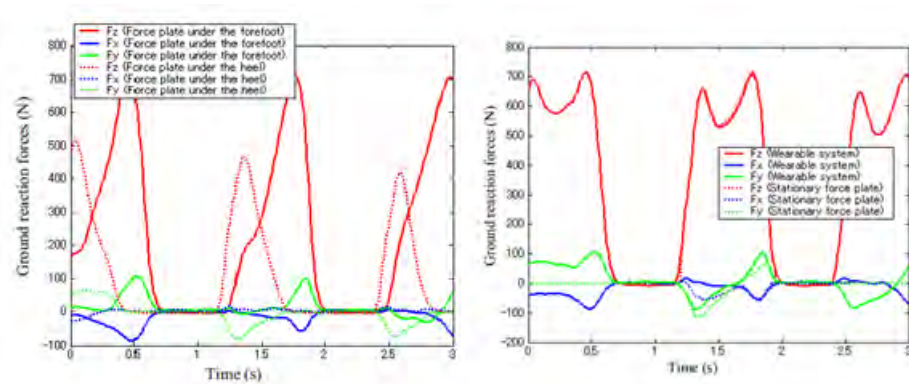


Figura 2.6: Componentes de GRF en la punta del pie y el talón. Comparación de las fuerzas registradas por la plataformas y el sistema de adquisición de fuerzas desarrollado por Tao Liu et al, extraído de [4].

2.8. Modelo de solución

En base a los requerimientos del proyecto se plantea el modelo de solución de la figura 2.7.

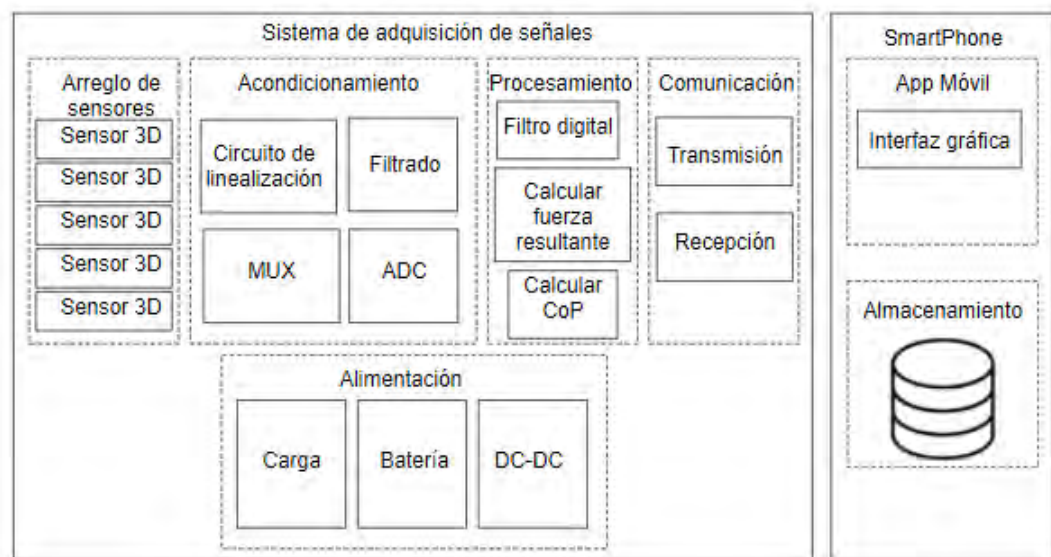


Figura 2.7: Diagrama de bloques del modelo de solución.

A partir de este modelo general de solución se plantean tres propuestas de solución. Dos de estas pueden ser vistas en el anexo B, y la tercera se describe en el capítulo 3 en base a información analizada en la literatura especializada y la experiencia en manejo de herramientas de diseño y análisis de datos por el autor de este trabajo de tesis. Además, se elige el sistema operativo Android para desarrollar la interfaz de usuario dado que es más utilizado a nivel nacional y por la experiencia con la que se cuenta en el manejo de este *software*.

Por último, la ubicación física de la propuesta de solución se presenta en la figura 2.8, que

muestra la suela, con sensores de fuerza de tres ejes incorporados, usadas por un sujeto de ensayo y la posición del módulo de acondicionamiento y transmisión sujetado por una cinta de velcro. La conexión entre el módulo y la suela se realiza mediante un cable plano para 25 señales.

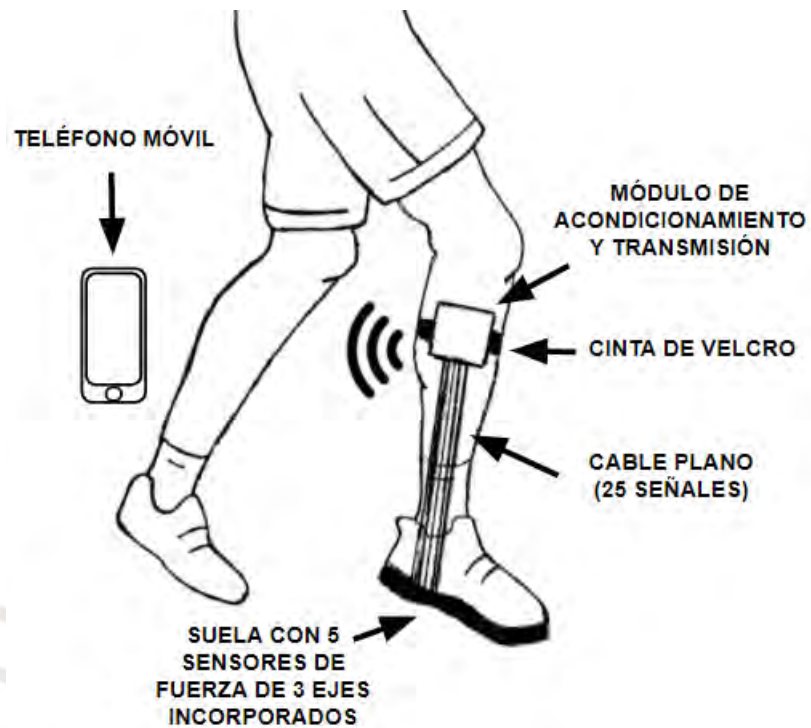


Figura 2.8: Ubicación de los elementos de la propuesta de solución.

Capítulo 3

Diseño del sensor de fuerza triaxial y del sistema de adquisición de fuerzas plantares

El diseño de la propuesta se presenta en tres partes. Primero, se diseña el sensor de fuerza de tres ejes el cual es el nexo entre la fuerza generada por los pies del deportista y el sistema de adquisición. En segundo lugar, se propone una ubicación del arreglo de sensores de tres ejes en la suela de un calzado deportivo. Finalmente, se diseña el sistema de adquisición de señales con la aplicación móvil.

3.1. Diseño del sensor de fuerza de tres ejes

3.1.1. Introducción

En base a los requerimientos del sensor de fuerza triaxial de la tabla 2.3, se procede a diseñar el sensor de este trabajo de tesis. En dicha tabla, se muestran las fuerzas máximas a las que será sometido el sensor, por lo tanto, la fuerza máxima que debe resistir. También, se menciona que este no debe pesar más de 60 g.

3.1.2. Diseño mecánico

El sensor de fuerzas de tres ejes es diseñado con una matriz de sensores de fuerza Flexiforce A301 de la empresa Tekscan. Este sensor solo logra medir la fuerza que se aplica de manera perpendicular a su superficie por lo que es importante diseñar un mecanismo para medir las fuerzas cortantes existentes entre el suelo y los pies del deportista. Asimismo, de acuerdo a la guía de

integración de los sensores Flexiforce [3], la fuerza que se desea medir debe concentrarse en el 70 % de la superficie del sensor para asegurar repetibilidad.

El diseño del mecanismo es mostrado en la figura 3.1, el cual consta de un prisma en cuyas caras se adhieren los sensores Flexiforce y una estructura externa que esté en contacto con las caras del prisma donde se desea medir la fuerza aplicada. En dicha figura, F_C es la fuerza cortante que se desea medir y F_N es la fuerza normal que registrará el sensor Flexiforce colocado sobre el área A, que de acuerdo a la segunda ley de Newton, para un cuerpo en equilibrio se cumple:

$$\sum F_X = 0 \quad (3.1)$$

$$F_C - F_N = 0$$

$$F_C = F_N$$

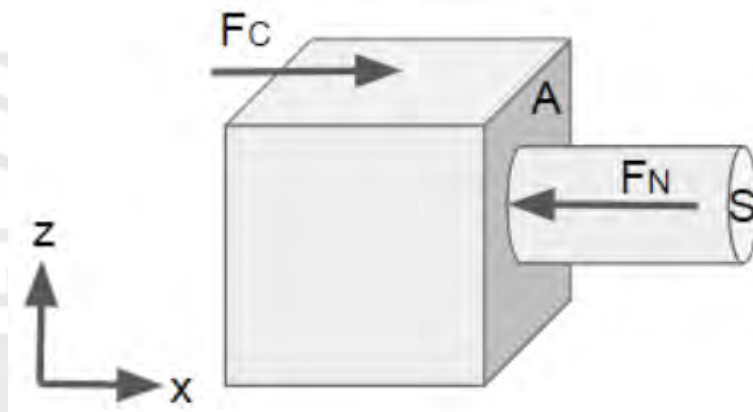


Figura 3.1: Mecanismo de conversión de fuerza cortante a fuerza normal.

De la hoja de datos del sensor Flexiforce se calcula el diámetro (D) de su área de sensado que es 9.53 mm, por lo que aplicando la ecuación 3.2 se obtiene que el diámetro (d) del área S es igual a 7.97 mm.

$$S = \pi * d^2 / 4 \quad (3.2)$$

$$S = 0,7 * \pi * D^2 / 4$$

$$d = 7,97mm$$

3.1.2.1. Cálculo de las dimensiones del mecanismo

En cinco de las 6 caras del cubo está colocado un sensor Flexiforce. Considerando que todas las fuerzas generadas se manifiestan sobre la cara superior del cubo, un sensor está adherido a la cara inferior para medir la fuerza vertical y un sensor adherido a cada cara lateral con el objetivo de medir las fuerzas horizontales de los ejes X y Y positivas y negativas. El sensor Flexiforce viene recubierto por dos láminas de poliéster con forma rectangular de 14 mm de ancho y 18 mm de largo sin considerar los pines. Debido a esto se opta por utilizar un prisma rectangular de 14 mm x 14 mm x 18 mm.

En el proceso de elección del material del prisma, se requiere que este sea isotrópico y homogéneo de modo que presente las mismas propiedades en todas las direcciones que se desea medir. Además, debe tener un límite elástico suficientemente grande como para no deformarse al ser sometido a la mayor cantidad de fuerza que se debe medir. Por último, este debe ser de un material ligero para que el peso total del sensor sea menor a 60 gramos, según los requerimientos vistos en el ítem 2.3.1.3. En la tabla 3.1 se comparan las propiedades del aluminio 7075, del acero A36 de la norma ASTM y del aluminio 6061.

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas de los metales comparados.

Propiedades	Aluminio 7075 [71]	Acero ASTM A36 [72]	Aluminio 6061 [73]
Densidad	2.81 g/cm ³	7.85 g/cm ³	2.7 g/cm ³
Mínimo límite elástico	503 MPa	250 MPa	276 MPa
Tensión de rotura	527 MPa	400 MPa	310 MPa
Módulo de elasticidad	72 GPa	200 GPa	68.9 GPa
Módulo de cizalladura	26.9 GPa	79.3 GPa	26 GPa
Coefficiente de Poisson	0.33	0.26	0.33
Límite de resistencia	159 MPa	-	96.5 MPa

Por otro lado, el prisma debe estar rodeado por una estructura que evite su desplazamiento y que sea capaz de proporcionar la fuerza de reacción perpendicular al sensor Flexiforce. Se opta por la impresión 3D como método de fabricación de la estructura debido a su rapidez, precisión y bajo costo. Los dos materiales rígidos más usados en la impresión 3D son el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y el ácido poliláctico (PLA), de los cuales se elige el primero por tener un mayor límite elástico como se muestra en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Propiedades mecánicas del plástico ABS y PLA.

Propiedades	ABS [74]	PLA [75]
Densidad	1.01 g/cm ³	1 g/cm ³
Límite de elasticidad	51 MPa	38 MPa
Tensión de rotura	55MPa	47.2 MPa
Módulo de elasticidad	2.9 GPa	2.91 GPa
Módulo de corte	2.1 GPa	2.4 GPa
Punto de fusión	230 - 240 °C	90 - 180 °C

En el diseño del mecanismo se usa el software Autodesk Inventor, se muestra en la figura 3.2.

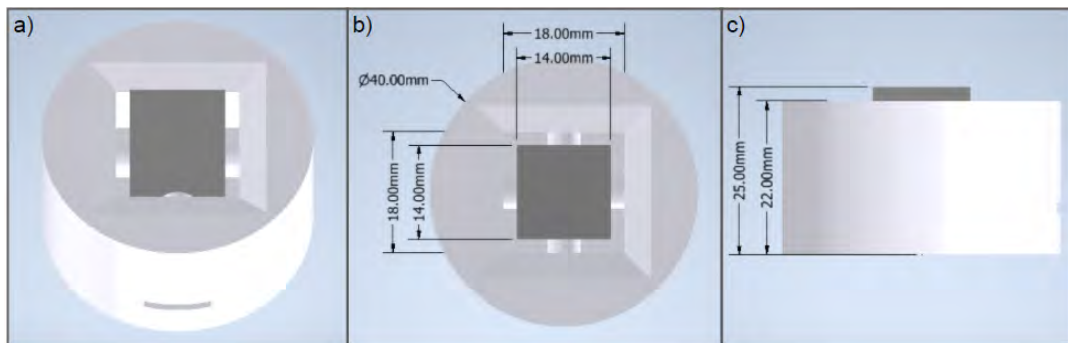


Figura 3.2: Ensamblaje del mecanismo de aluminio y de la estructura externa. a) Vista isométrica. b) Vista superior con medidas. c) Vista lateral con medidas.

Posteriormente, se realiza un análisis mediante el método de elementos finitos con la finalidad de verificar que el diseño resista el esfuerzo máximo que se desea medir sin llegar a la región plástica de deformación. Para esto se utiliza la herramienta FEA (Finite Element Analysis) de Inventor y se aplica una fuerza de 1000 N en el eje vertical y 200 N en cada eje horizontal como se muestra en la figura 3.3a. En la figura 3.3b se muestran los resultados del análisis y en las figuras 3.3c y 3.3d se muestran los resultados para el prisma de aluminio y para la estructura externa, respectivamente. Se observa que la tensión de Von Mises máxima en el prisma es de 163.2 MPa, la cual es menor al límite de elasticidad del aluminio 7075. Asimismo, la tensión de Von Mises máxima en la estructura externa es de 1.263 MPa, la cual es menor al límite de elasticidad del plástico ABS.

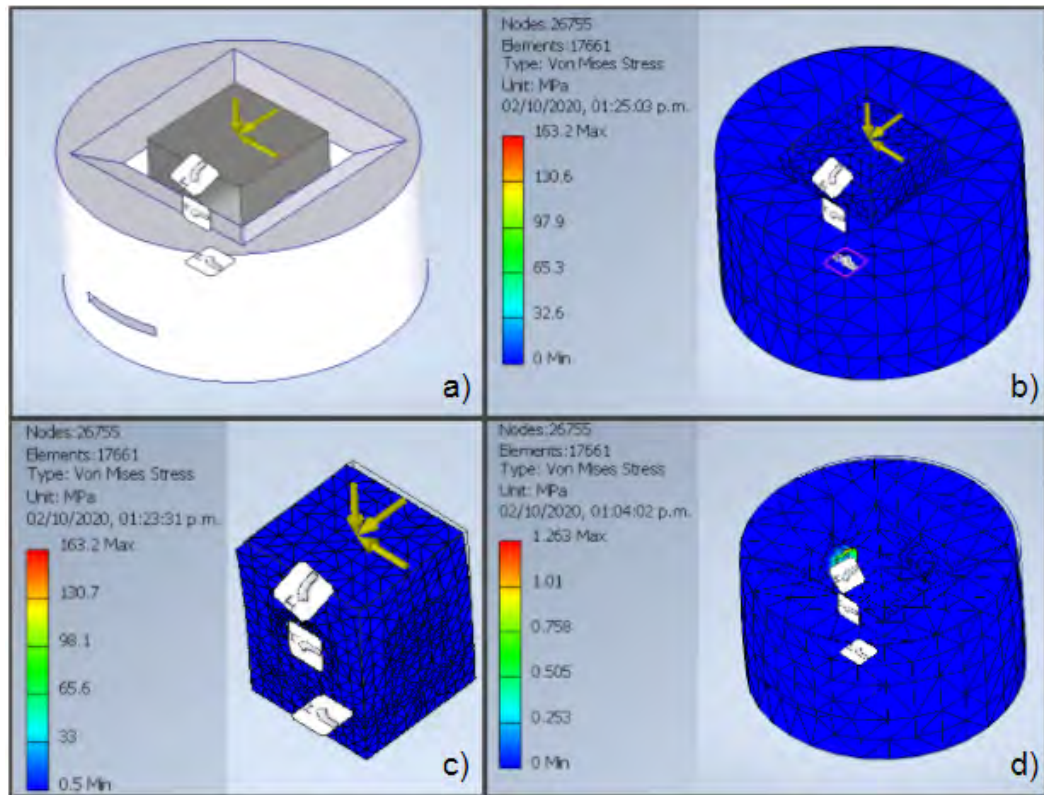


Figura 3.3: Análisis de tensión-deformación mediante el método de elementos finitos. a) Dirección de las fuerzas aplicadas sobre el sensor. b) Resultados del análisis. c) Tensión de Von Mises en el prisma de aluminio. d) Tensión de Von Mises en la estructura externa.

3.1.3. Diseño electrónico

3.1.3.1. Análisis del sensor propuesto

A continuación, se presenta la caracterización de un sensor Flexiforce empleando 12 masas previamente pesadas en una balanza. La más liviana pesa 833 gramos y la más pesada 8320 gramos. Se mide tres veces la resistencia generada por el sensor para cada una de estas doce masas y luego se obtiene una resistencia promedio por masa. Con este resultado se halla la conductancia y se obtiene la ecuación 3.3 de la curva característica, cuyo coeficiente de determinación es 0.9621 para el sensor según lo calculado por el método de mínimos cuadrados ordinarios en el Anexo C.

$$y = 58,812 * x - 374,41 \quad (3.3)$$

Donde,

x: es la fuerza aplicada en la superficie del sensor medida en newtons y,

y: es la conductancia que genera el sensor en nanosiemens.

En la figura 3.4 se muestra la gráfica de dispersión de las mediciones realizadas y la curva recta obtenida mediante el método de mínimos cuadrados.

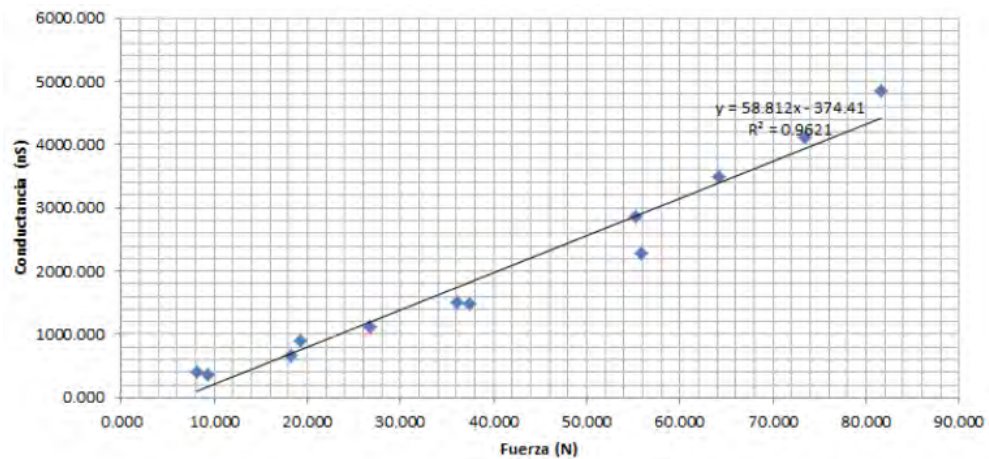


Figura 3.4: Curva característica del sensor Flexiforce A301.

3.1.3.2. Prototipo del sensor propuesto

La estructura externa se fabrica en la sala VEO de la PUCP y el mecanismo (prisma de aluminio), en el Laboratorio de Manufactura de la Sección de Ingeniería Mecánica. Como se muestra en la figura 3.5, se utiliza cinta adhesiva para pegar los sensores Flexiforce a las caras del prisma y se fijan a la estructura externa con masking tape. Además, se coloca un clip al lado izquierdo como referencia. Este prototipo tiene 22 mm de altura, 40 mm de diámetro y pesa 25 gramos.

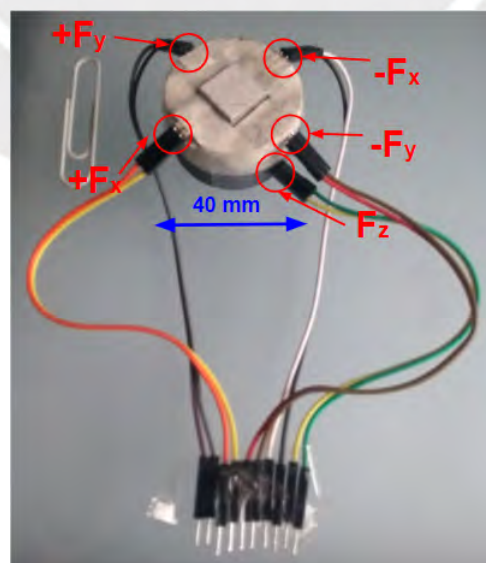


Figura 3.5: Prototipo del sensor propuesto.

3.2. Análisis de la fuerza de reacción del suelo del pie y posición de sensores de tres ejes

A partir de los cinco puntos de mayor intensidad hallados en el ítem 2.3.1.1 se definen las posiciones de los cinco sensores en la región plantar. Para ello se toma como origen del sistema de referencia el centro del rectángulo circunscribe la suela de un calzado deportivo talla 42. Este método se basa en el trabajo de Huanghe Zhang et al. [46]. En la tabla 3.3 se muestra la posición de los sensores con respecto al origen establecido en la figura 3.6.

Tabla 3.3: Posición de los sensores de tres ejes con respecto al origen de la figura 3.6

Sensor	Región	x (mm)	y (mm)
T0	Talón	-106	3
T1	Mediopié	-28	-17
T2	Quinto hueso metatarsiano	50	-28
T3	Primer hueso metatarsiano	64	28
T4	Hallux	116	17

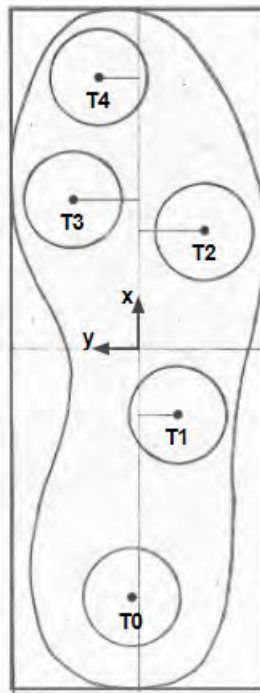


Figura 3.6: Posición de los sensores de tres ejes.

3.3. Diseño del sistema de adquisición

3.3.1. Introducción

En el diseño del sistema de adquisición, se consideran los requerimientos de la siguiente tabla:

Tabla 3.4: Requerimientos del sistema de adquisición.

Voltaje de alimentación	3.3 V
Frecuencia de muestreo	500 Hz
Rango de las señales en el eje X y Y	-200 N a 200 N
Rango de las señales en el eje Z	0 a 1000 N
Resolución de las señales de fuerza	1 N
Tiempo de autonomía (mínimo)	1 hora

3.3.2. Acondicionamiento de señal

3.3.2.1. Circuito de linealización y filtro anti-aliasing

Con la finalidad de generar una señal lineal en función de la fuerza aplicada en el sensor diseñado previamente, se diseña un amplificador no inversor cuya ganancia cambia en función de la resistencia del sensor Flexiforce (ecuación 3.4). Se utiliza este método tomando como referencia la guía de sensores Flexiforce [3].

$$A = \frac{V_{OUT}}{V_{IN}} = 1 + \frac{R_1}{R_{FSR}} \quad (3.4)$$

Donde,

A: es la ganancia y,

R_{FSR} : es la resistencia del sensor Flexiforce.

Como se observa en esta ecuación, cuando no se aplica fuerza alguna, la resistencia del sensor es muy grande y el amplificador tiene ganancia unitaria. Es decir, el circuito presenta un *offset* equivalente al voltaje de entrada del amplificador y se elige un voltaje de 0.5 V basado en las recomendaciones de la guía de sensores Flexiforce [3].

La señal a la salida del amplificador no debe ser superior a 3.3 V debido a que esto puede saturar al ADC. Entonces esto se consigue hallando los valores de conductancia que corresponden a la fuerza máxima que se debe medir en el eje Z (1000 N) y en los ejes X e Y (200 N) mediante la ecuación 3.3. Con estas conductancias se obtienen resistencias R_{FSR} igual a 17.11 k Ω y 87.8 k Ω para el eje Z y los ejes X e Y, respectivamente. Empleando la ecuación 3.4 con V_{OUT} igual a 3.3 V y V_{IN} igual 0.5 V, se obtienen los valores de R_1 para ambos casos, los cuales son 95 k Ω y 470 k Ω , respectivamente. En la figura 3.7 se muestra la gráfica del voltaje a la salida del amplificador en función de la fuerza aplicada en cada eje, donde se observa que el voltaje de salida del amplificador es lineal respecto a la fuerza aplicada y está acotado entre 0.5 V y 3.3 V.

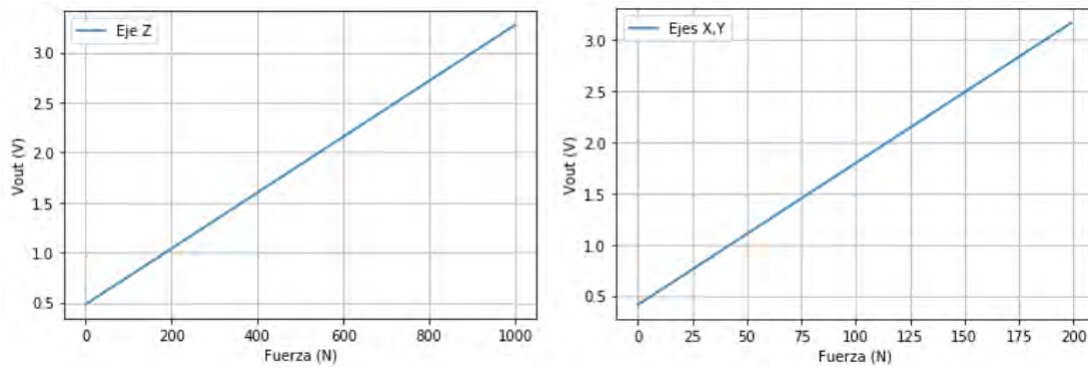


Figura 3.7: Gráfica del voltaje de salida del amplificador en función de la fuerza aplicada en un sensor de cada eje.

A continuación, se diseña el filtro pasabajos con la finalidad de que no se reflejen componentes de frecuencias superiores al momento de la digitalización de las señales [76]. Así, se realizan dos filtros, uno para las señales correspondientes al eje Z y otro para las señales de los dos ejes restantes. La frecuencia de paso y de atenuación es igual para ambos filtros. La frecuencia de paso es igual al ancho de banda de la señal de fuerza que se desea medir, es decir 5 Hz. La frecuencia de atenuación se calcula empleando el teorema de muestreo de Nyquist. Como la frecuencia de muestreo del sistema de adquisición es de 500 Hz, la frecuencia de atenuación es igual a 250 Hz. Para el eje Z, se requiere de una resolución de 1 N en un rango de 1000 N por lo que la variación en la banda de paso no debe ser mayor a $8,69 \times 10^{-3}$ dB. La atenuación en la banda de rechazo es igual a 60 dB ya que este es el valor de la relación señal a ruido (SNR), es decir, debe atenuarse hasta la milésima parte de la señal. En los ejes X e Y, la variación en la banda de paso es igual a $43,5 \times 10^{-3}$ dB y la atenuación en la banda de rechazo es igual a 46 dB, ya que la resolución es de 1 N y el rango es de 200 N. En la tabla 3.5 se resumen las especificaciones de ambos filtros.

Tabla 3.5: Especificaciones de los filtros para las señales de fuerza de los ejes X, Y y Z.

Especificaciones	Eje Z	Eje X, Y
Variación en la banda de paso	$8,69 \times 10^{-3}$ dB	$43,5 \times 10^{-3}$ dB
Atenuación en la banda de rechazo	60 dB	46 dB
Frecuencia de paso	5 Hz	5 Hz
Frecuencia de inicio de banda de rechazo	250 Hz	250 Hz

Con estas especificaciones se calcula el orden del filtro Butterworth a partir de la función magnitud mostrada en la ecuación 3.5, donde n es el orden del filtro.

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \omega^{2n}} \quad (3.5)$$

Como resultado, se obtiene un filtro de tercer orden para el eje Z y un filtro de segundo orden

para los ejes X e Y.

Posteriormente, se implementan ambos filtros utilizando la topología Sallen-Key. Dado que esta topología permite incluir una ganancia en el filtro, se adapta el circuito para que incluya la ganancia del amplificador no inversor diseñado anteriormente. En las figuras 3.8 y 3.9 se muestran los filtros con amplificación para las señales de fuerza en el eje Z y en el eje X, respectivamente. El tipo de filtro que se usa para la señal del eje Y es el mismo que se usa para la señal en el eje X.

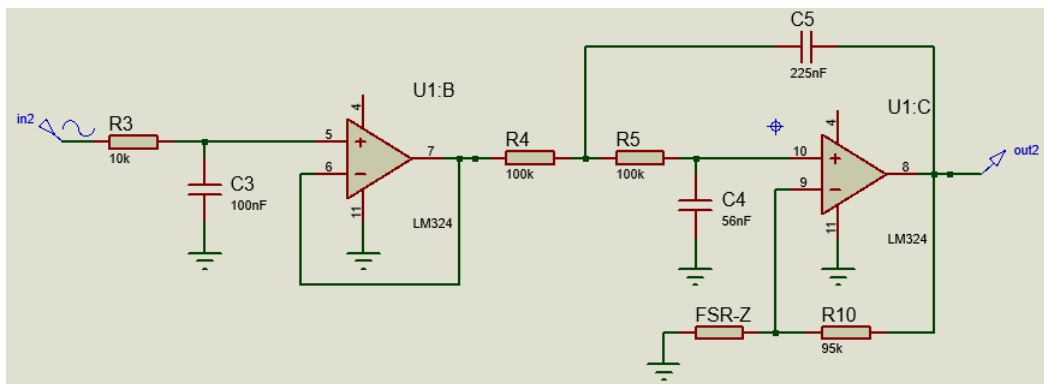


Figura 3.8: Circuito de linealización y filtro anti-aliasing para señales de fuerza del eje Z.

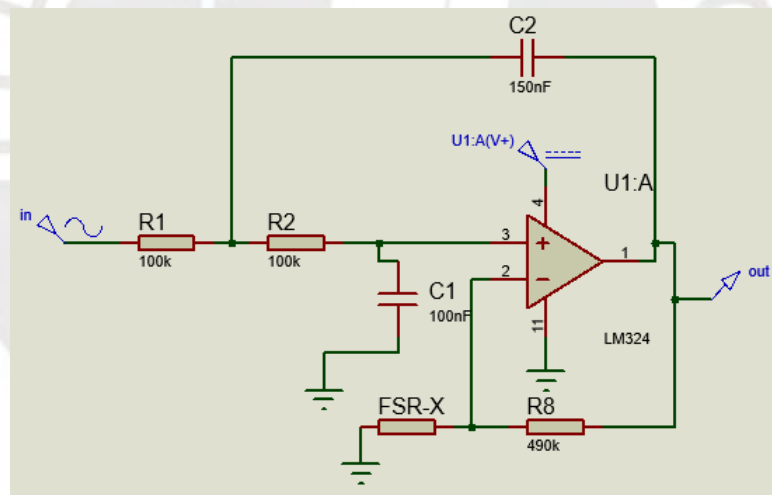


Figura 3.9: Circuito de linealización y filtro anti-aliasing para la señal de fuerza en el eje X.

El amplificador operacional utilizado es el LM324 ya que cuenta con la posibilidad de alimentarlo únicamente con voltajes positivos, lo cual simplifica el diseño y reduce el tamaño del módulo de adquisición. Sin embargo, este integrado se satura a un voltaje 1.5 V menor al voltaje de alimentación por lo que se lo alimenta con 5V.

3.3.2.2. Multiplexación y conversión analógica digital

En la etapa de multiplexación se utilizan los circuitos integrados de la serie 74HC. Específicamente, se emplean dos multiplexores analógicos de 16 canales (74HC4067) y uno de dos canales (74HC4053). Las entradas de los multiplexores de 16 canales son conectadas a las salidas de los filtros de la etapa anterior y su salida se conecta con la entrada del multiplexor de dos canales. En la etapa de digitalización se utiliza el ADC MCP3208, el cual tiene 12 bits de resolución, una frecuencia de muestreo máxima de 100 ksp/s y se alimenta con un voltaje entre 2.7 V y 5.5 V. Este ADC se comunica con el microcontrolador mediante el protocolo SPI. Finalmente, la salida del multiplexor de dos canales va conectada a la entrada del ADC. Todos los componentes de esta etapa se alimentan con 3.3 V.

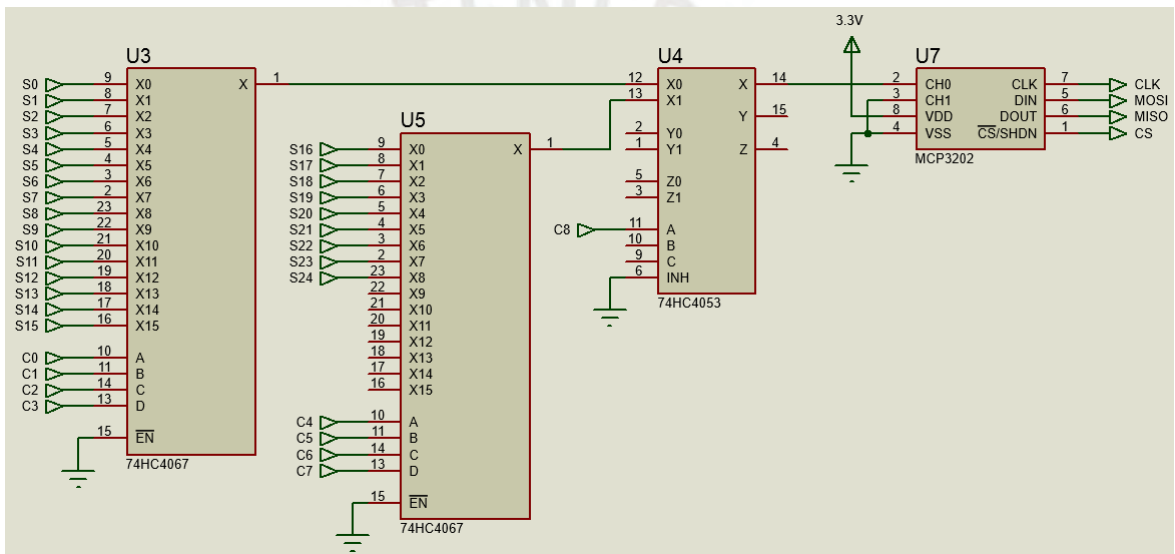


Figura 3.10: Circuito de multiplexación y conversión analógica digital de las señales de fuerza.

3.3.3. Procesamiento y Comunicación

El microcontrolador solicita y recibe las señales digitalizadas por el ADC a través del protocolo SPI. Estas señales son filtradas a través de un filtro digital Butterworth de cuarto orden para reducir el ruido producido durante el proceso de conversión, así como el ruido incluido en la banda de paso del filtro anti-aliasing [76]. Los coeficientes del filtro fueron obtenidos empleando el *software* Matlab. Luego, a cada señal se le asigna su valor de fuerza correspondiente utilizando la ecuación 3.3. A continuación, se calculan las tres fuerzas que se producen en cada sensor de tres ejes, lo que reduce las variables de fuerza de 25 a 15. Este procedimiento se puede ver en la figura 3.11.

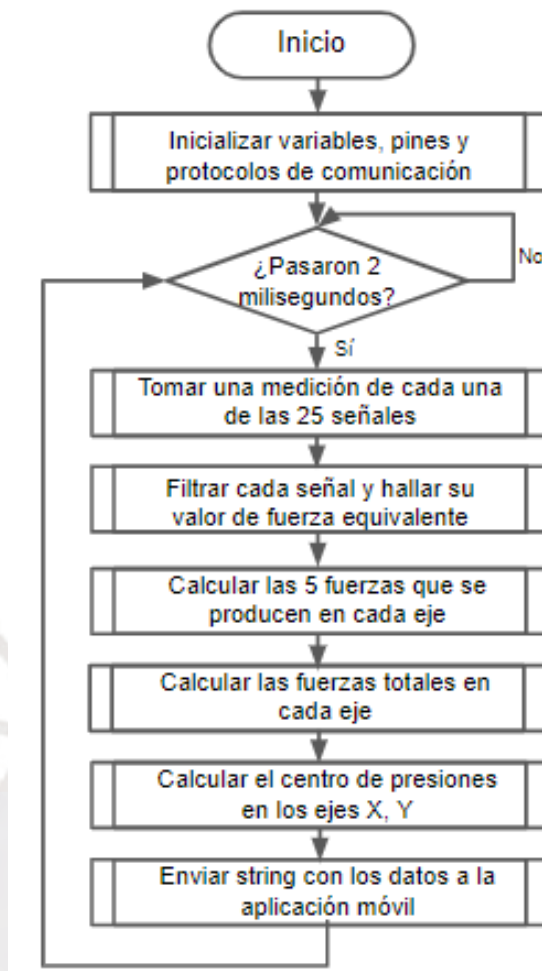


Figura 3.11: Diagrama de flujo principal.

3.3.3.1. Cálculo de las fuerzas totales en cada eje

A continuación, se calculan las fuerzas totales en cada eje empleando la ecuación 2.1. Esta función da como resultado tres variables, una por cada eje. En la figura 3.12 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador.

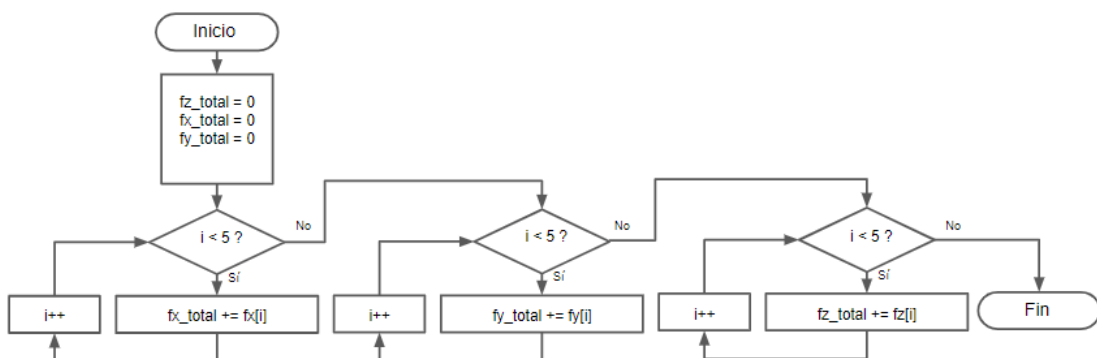


Figura 3.12: Diagrama de flujo del cálculo de las fuerzas totales en cada eje.

En este diagrama, fx_total , fy_total y fz_total son las fuerzas totales de los ejes X, Y y Z, respectivamente. Y $fx(i)$, $fy(i)$ y $fz(i)$ son las fuerzas del sensor i en cada eje, para i de 0 a 4.

3.3.3.2. Cálculo del centro de presiones

El cálculo del centro de presiones se realiza utilizando las ecuaciones 2.2 y 2.3. Esta función retorna un dos variables, una es el centro de presiones en el eje X y la otra, en el eje Y. En la figura 3.13 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo implementado en el microcontrolador.

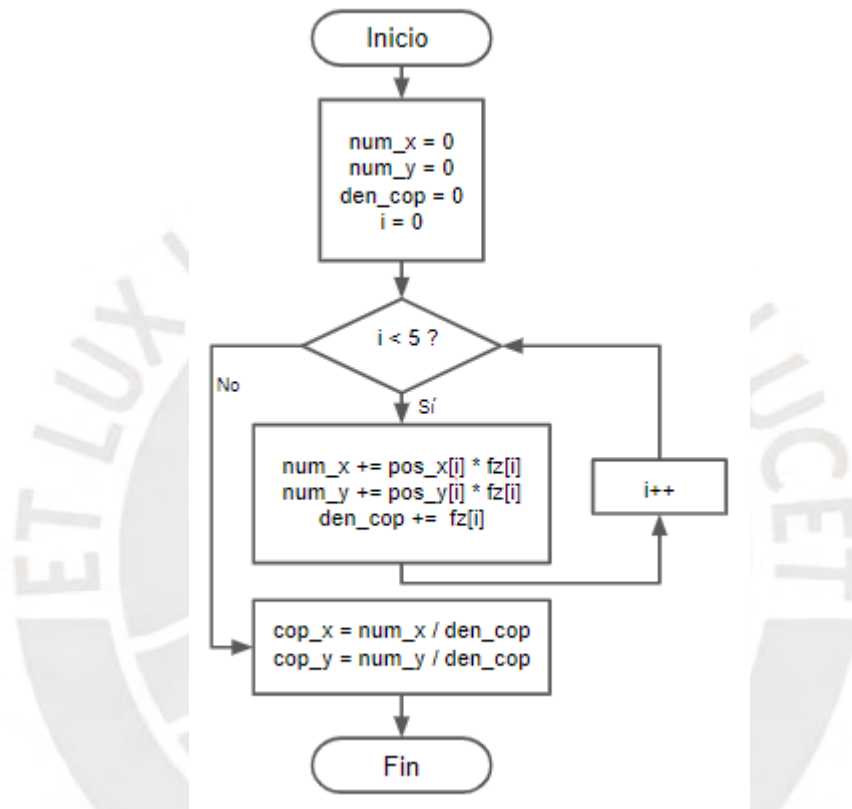


Figura 3.13: Diagrama de flujo del calculo del centro de presiones.

En este diagrama, las variables num_x y num_y representan a los numeradores de las ecuaciones 2.2 y 2.3, respectivamente. La variable den_cop es el denominador de ambas ecuaciones. Las variables $pos_x(i)$ y $pos_y(i)$ son las coordenadas de cada uno de los cinco sensores y $fz(i)$ es la fuerza en el eje z de cada sensor. Finalmente, cop_x y cop_y es el centro de presiones en los ejes X y Y, respectivamente.

3.3.3.3. Protocolo de comunicación inalámbrica

El microcontrolador empleado cuenta con protocolos de comunicación inalámbrica Bluetooth LE (*Low Energy*), Bluetooth serial y WiFi. De estos se utiliza Bluetooth serial ya que con este se

consigue transmitir los datos a la frecuencia deseada de 500 Hz.

La cadena de datos enviados contiene el caracter 'A', el instante en que se tomó la muestra, cinco señales de fuerza por cada eje, tres señales de fuerza total en cada eje y el centro de presión en los ejes X y Y. El caracter 'A' se incluye para identificar el inicio del arreglo previo a la decodificación del mismo. Estos datos son separados por comas y concatenados en el orden que se muestra en figura 3.14.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
A	tiempo	fx_total	fy_total	fz_total	fx[0]	fx[1]	fx[2]	fx[3]	fx[4]	fy[0]
12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22
fy[1]	fy[2]	fy[3]	fy[4]	fz[0]	fz[1]	fz[2]	fz[3]	fz[4]	cop_x	cop_y

Figura 3.14: Cadena de datos transmitidos a la aplicación móvil.

3.3.4. Aplicación móvil

La aplicación móvil para sistema operativo Android se desarrolla en el software Android Studio, el cual es el software de desarrollo oficial de dicho sistema operativo. Esta aplicación consta de dos partes principales. La primera se encarga de conectarse al módulo de adquisición inalámbrico, recibir la cadena de caracteres que envía dicho módulo mediante Bluetooth y decodificarla. La segunda parte se encarga de generar los gráficos en la pantalla del teléfono móvil a partir de los datos recibidos.

Ambas tareas se realizan empleando tres hilos que se ejecutan en paralelo. El primero de ellos es el hilo principal, el cual está a la escucha de los botones que presione el usuario y muestra las gráficas actualizadas en la pantalla. El diagrama de flujo de este hilo se muestra en la figura 3.15. Los otros dos hilos, son el hilo "Cliente" y el hilo "Recibir", estos se ejecutan en segundo plano. El hilo "Cliente" se encarga de la conexión con el módulo de adquisición mediante Bluetooth. El hilo "Recibir" se encarga de revisar si hay datos disponibles del módulo de adquisición, los decodifica para convertirlos en valores numéricos y los envía al hilo principal para que este pueda generar las gráficas correspondientes. En la figura 3.16 se muestran los diagramas de flujo de los dos hilos secundarios.

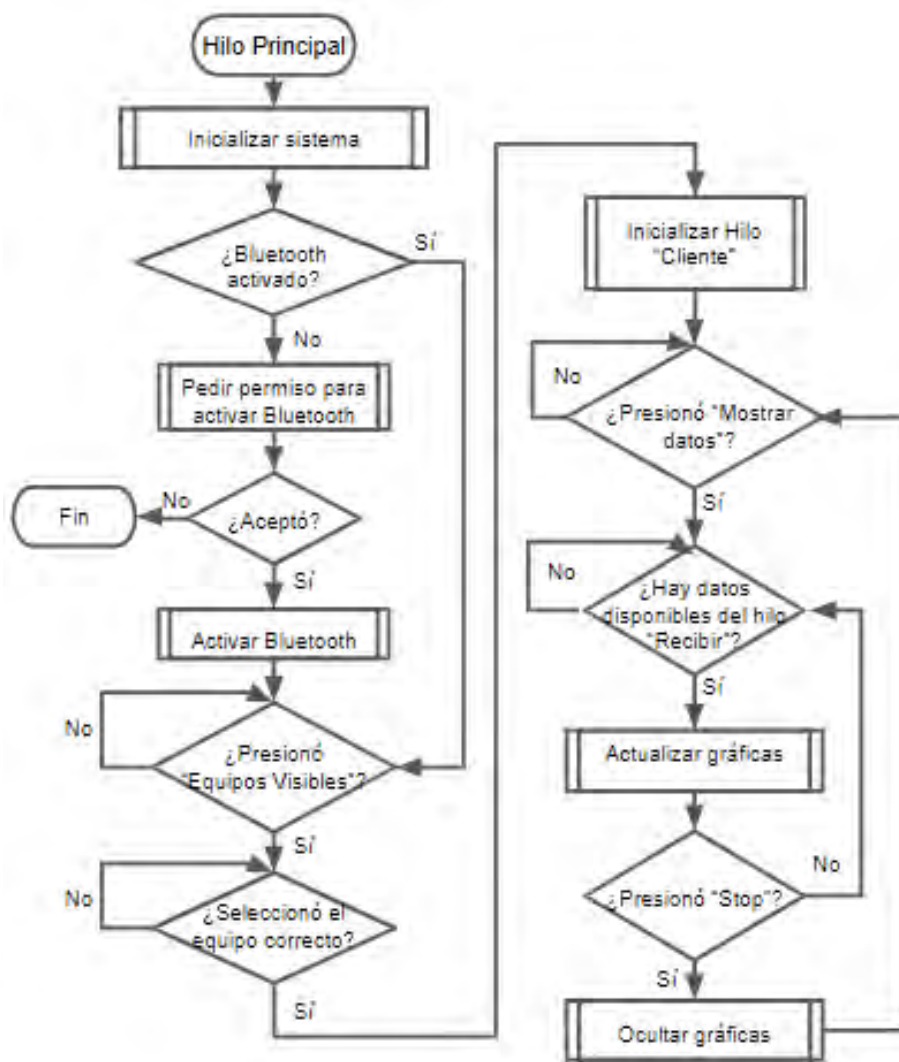


Figura 3.15: Diagrama de flujo del hilo principal de la aplicación móvil.

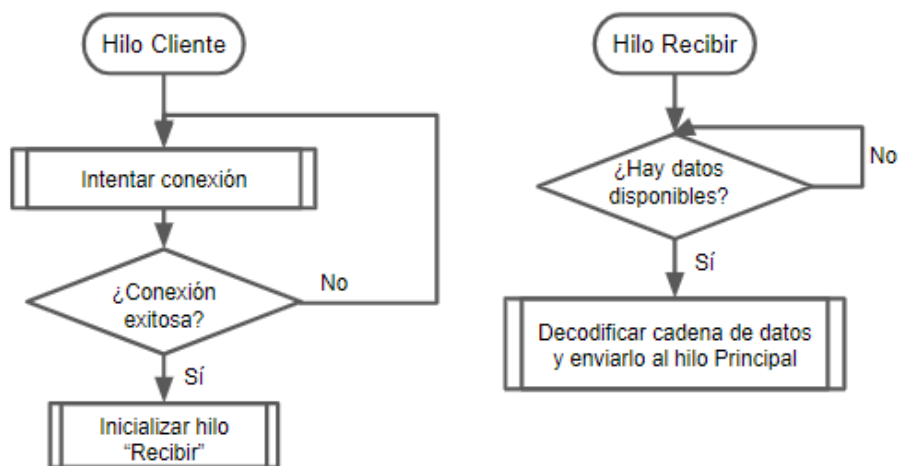


Figura 3.16: Diagrama de flujo de los hilos secundarios de la aplicación móvil.

La interfaz gráfica se realiza utilizando la librería MPAndroidChart. En la figura 3.17 se muestra la interfaz gráfica de la aplicación móvil. En la imagen de la izquierda se muestran los botones con los que interactúa el usuario. Al presionar el botón “EQUIPOS VISIBLES”, se muestran los dispositivos con Bluetooth encendido que se encuentran cerca al usuario. Al seleccionar el dispositivo correspondiente al sistema de adquisición, en este caso “ESP32”, se establece la conexión y el estado cambia “Conectado”. Con el botón “MOSTRAR DATOS” se generan las gráficas, las cuales se pueden ver al desplazar la pantalla hacia arriba. Con el botón “STOP” se deja de mostrar las señales en la pantalla. En la imagen de la derecha se muestra la gráfica correspondiente a las fuerzas totales en cada eje. Su funcionamiento se prueba enviando una cadena de caracteres de valores conocidos, sinusoidales, dentro del rango que le corresponde a cada señal.



Figura 3.17: Interfaz gráfica de la aplicación móvil.

3.3.5. Alimentación

El equipo propuesto es portátil, entonces debe alimentarse mediante baterías. Como se menciona en el ítem 2.3.4, se emplea una batería LiPo con el cargador TP4056. Posteriormente,

se debe generar dos voltajes; uno de 5 V y otro de 3.3 V. En primer lugar, se utiliza el convertidor de voltaje DC-DC *step-up* SX1308, el cual es una fuente conmutada que entrega un voltaje superior al de entrada. Con el objetivo de obtener 3.3 V, se utiliza el regulador de voltaje TLV1117-33CD. En la figura 3.18 se muestra el diagrama esquemático de la etapa de alimentación.

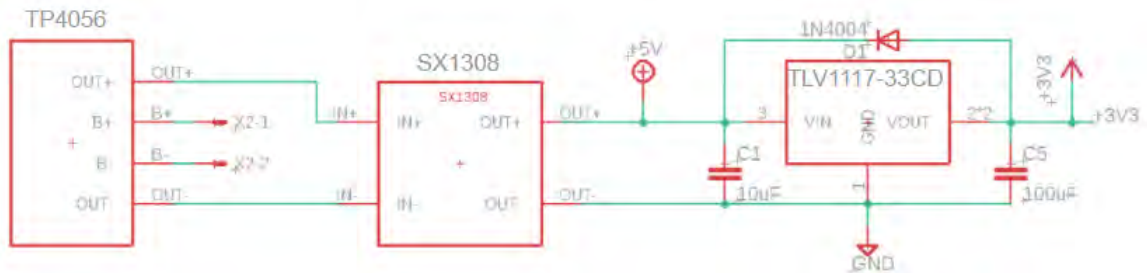


Figura 3.18: Diagrama esquemático del circuito de alimentación.

Además, se implementa un divisor de voltaje para obtener 0.5 V necesarios para entrada de los filtros. Como se muestra en la figura 3.19, este divisor de voltaje emplea 5 V en su entrada.

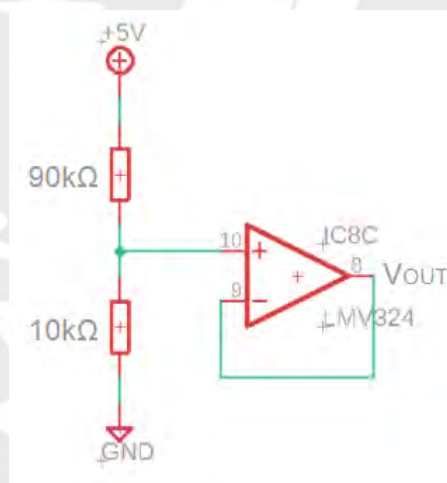


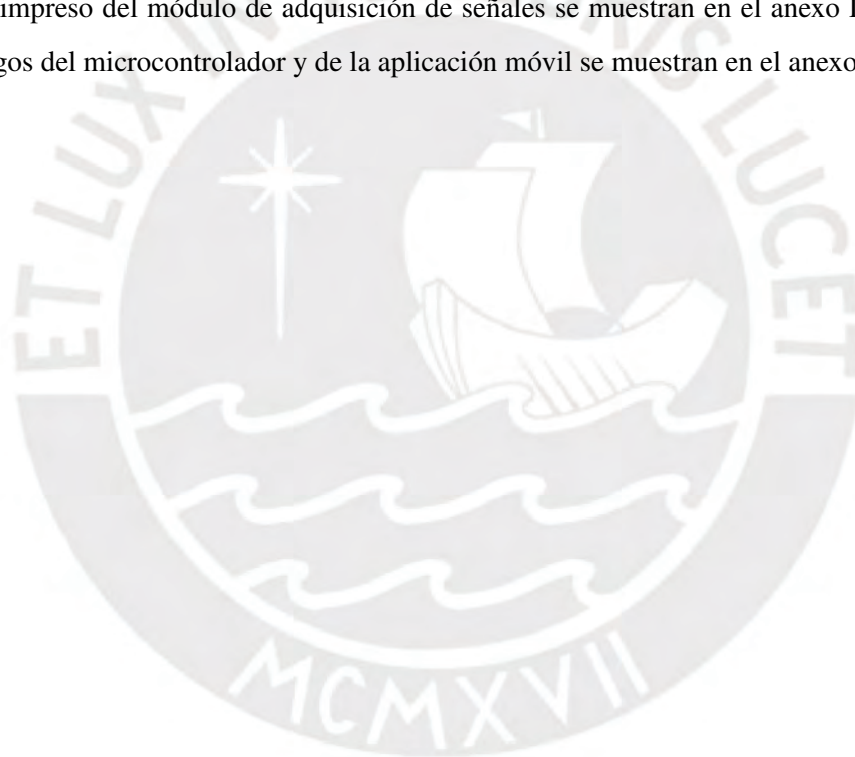
Figura 3.19: Diagrama esquemático del divisor de voltaje de 5 V a 0.5 V.

Finalmente, se calcula el consumo de corriente de los componentes del módulo de adquisición, con la finalidad de obtener la capacidad requerida para la batería. En el caso del módulo de acondicionamiento, la corriente se obtiene mediante simulación, mientras que la corriente de los demás componentes se obtiene de su hoja de datos. En la tabla 3.6 se muestra el consumo de corriente hallado.

Tabla 3.6: Consumo de corriente del sistema de adquisición.

Componentes	Corriente consumida
ESP32	180 mA
Módulo de acondicionamiento y sensores	2.15 mA
Regulador TLV1117	5 mA
Total	182.15 mA

De la curva de eficiencia del regulador *step-up* se obtiene que a una corriente cercana a 200 mA la eficiencia es del 93 %, por lo que la corriente total requerida por la batería es de 202 mA. Se opta por utilizar una batería LiPo con capacidad de 1000 mAh, debido a que la corriente de carga del TP4056 es de 1 A y una menor capacidad puede dañar la batería. Entonces, la autonomía del sistema de adquisición es de 5 horas aproximadamente. El diagrama esquemático y la placa de circuito impreso del módulo de adquisición de señales se muestran en el anexo D, mientras que los códigos del microcontrolador y de la aplicación móvil se muestran en el anexo E.



Capítulo 4

Pruebas y Resultados

Las pruebas se realizan en dos partes. En la primera, se prueba el funcionamiento del sistema de adquisición por etapas. Es decir, se analiza el funcionamiento de las etapas de acondicionamiento, procesamiento y comunicación, y aplicación móvil. Asimismo, se comprueba el funcionamiento del sistema de adquisición a través de un análisis de la marcha. En la segunda parte, se prueba el sistema de adquisición en un ensayo de entrenamiento de voleibol.

4.1. Prueba de funcionamiento del sistema de adquisición

El sistema de adquisición se probó a través de la aplicación de masas previamente pesadas en una balanza de la marca Kenwell, la cual se muestra en la figura 4.1. Se aplicaron masas de 5 kg, 10 kg, 15 kg, 20 kg, 25 kg, 30 kg y 63 kg durante 5 segundos cada una; de la forma que se muestra en la figura 4.7. Esto se realizó en dos fases, una de carga y otra de descarga. En la fase de carga se incrementaron las masas progresivamente y en la de descarga se disminuyeron. El peso se obtuvo considerando 9.8 m/s^2 . Se obtuvieron las mediciones de la figura 4.3. En dicha figura se puede observar el sobreimpulso en los instantes iniciales causado por el filtro digital.



Figura 4.1: Balanza Kenwell.

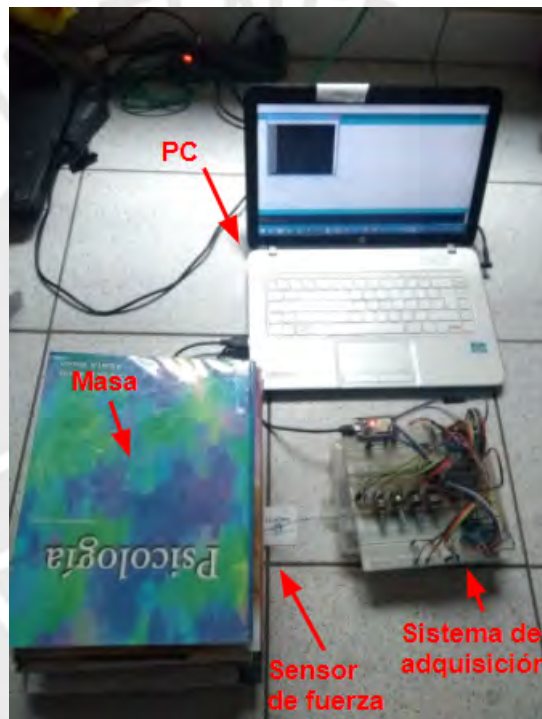


Figura 4.2: Método de medición.

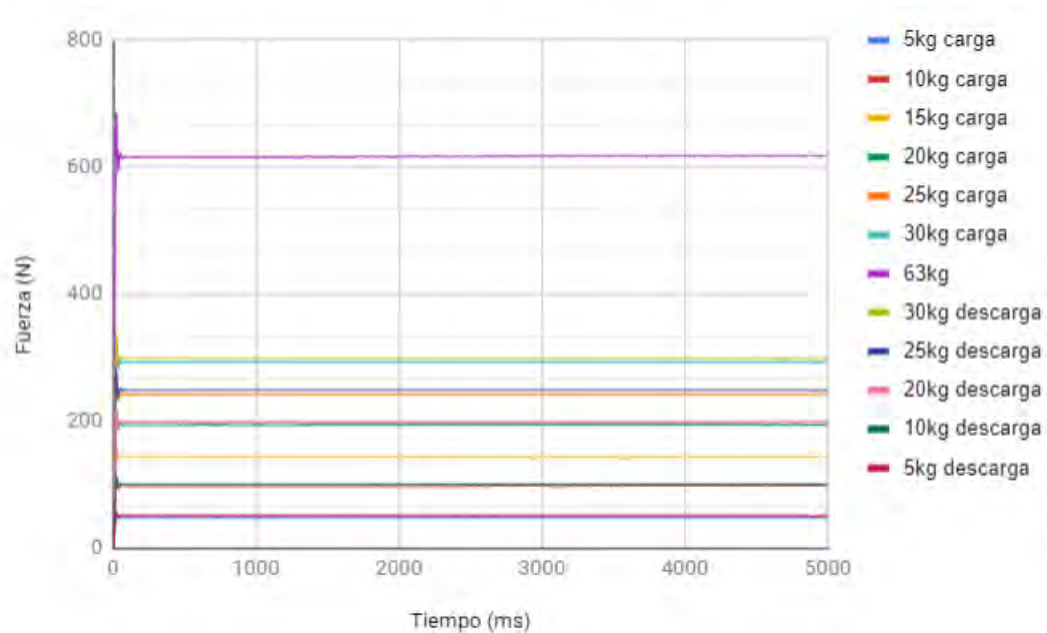


Figura 4.3: Resultados de las mediciones.

Posteriormente, se obtuvo el promedio de los últimos 3 segundos (1500 muestras) de cada medición. A partir de dichos promedios se calculó la diferencia entre carga y descarga. Como se muestra en la tabla 4.1, la mayor diferencia es de 7 N y se registra al aplicar una fuerza de 245 N. Con este valor se obtuvo una histéresis igual a 0.7%. La curva de histéresis obtenida se muestra en la figura 4.4.

Tabla 4.1: Mediciones obtenidas y diferencias entre carga y descarga por cada medición.

Peso (N)	Promedio		Diferencia (N)
	Carga (N)	Descarga (N)	
49,00	47,00	50,94	3,94
98,00	97,77	100,00	2,23
147,00	142,99	148,99	6,00
196,00	194,00	198,16	4,16
245,00	242,00	249,00	7,00
294,00	293,00	298,96	5,96
617,00	617,70		

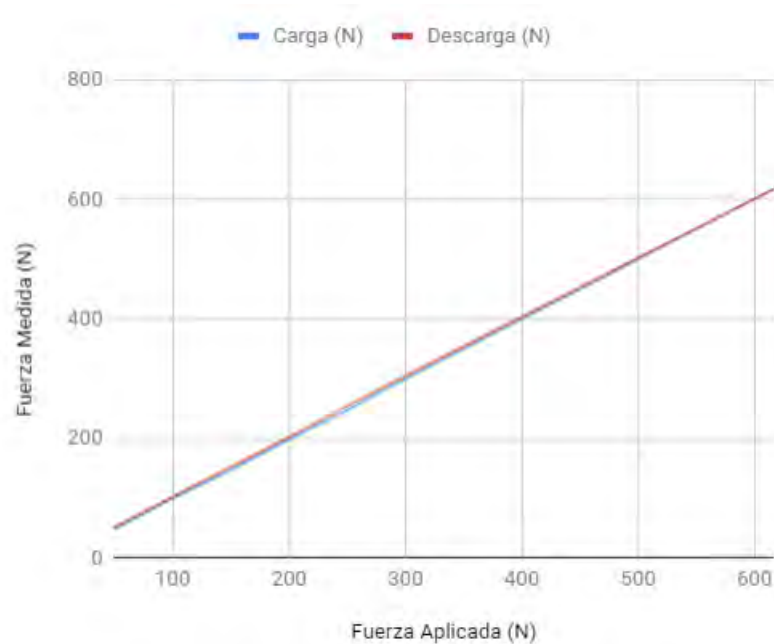


Figura 4.4: Curva de histéresis.

4.1.1. Prueba del circuito de acondicionamiento de señal

Con la finalidad de comprobar el funcionamiento de los filtros diseñados en el ítem 3.3.2.1, se realizaron simulaciones en el *software* Proteus del circuito de linealización y filtro anti-aliasing. Se aplicó un barrido de frecuencia a la entrada de cada filtro y se obtuvo sus respuestas en frecuencia que se muestran en las figuras 4.5 y 4.6 para el filtro de segundo y tercer orden, respectivamente. Se observa que la atenuación mínima en la banda de rechazo, la cual comienza a partir 250 Hz, igual a -57 dB en el filtro de segundo orden. Y la atenuación mínima en el filtro de tercer orden es de -65 dB. Es decir, ambos cumplen con la atenuación requerida, presentada en la tabla 3.5.

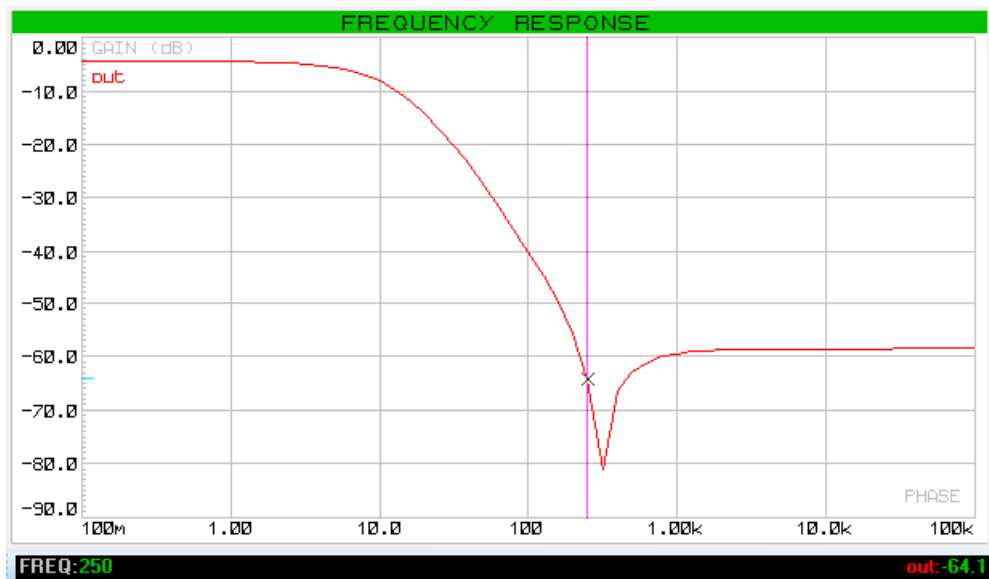


Figura 4.5: Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth de segundo orden.

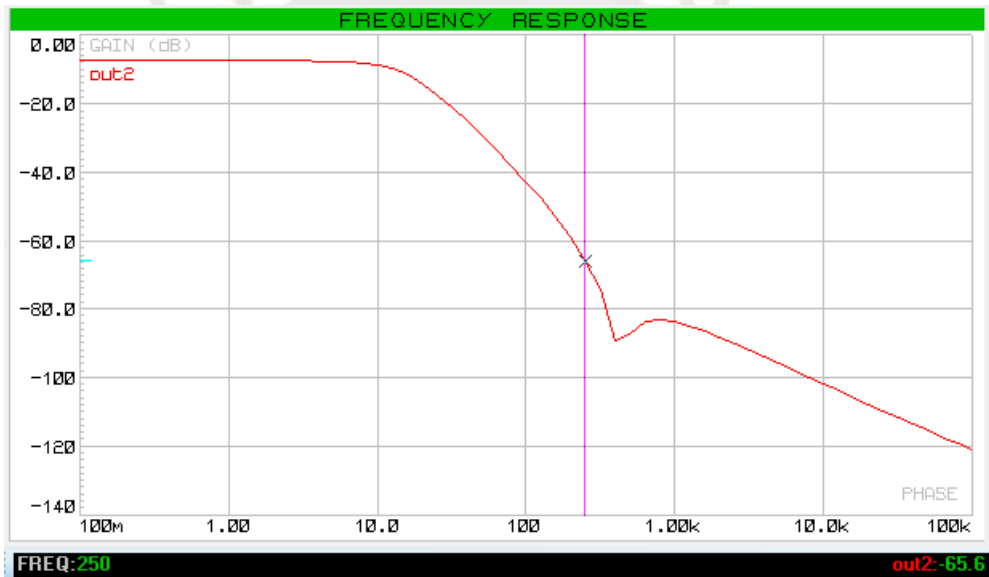


Figura 4.6: Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth de tercer orden.

4.1.2. Resultados del procesamiento y comunicación

Con el propósito de comprobar el correcto funcionamiento de la comunicación inalámbrica, se utilizó la herramienta Logcat de Android Studio en la cual se imprimió la cadena de caracteres recibidos mediante Bluetooth. En la figura 4.7 se muestran los datos recibidos al aplicar la masa de 5 kg. Estos están ordenados según la configuración propuesta en el ítem 3.3.3.3 y se reciben cada dos milisegundos. Debido a que únicamente se está utilizando un sensor en la conexión correspondiente al sensor T0 (talón), la fuerza total en el eje Z es igual a 47 N y el centro de presión es igual a la posición correspondiente a dicho sensor según la tabla 3.3.



Figura 4.7: Cadena de caracteres recibidos en la aplicación móvil mediante Bluetooth.

4.1.3. Aplicación móvil

En la figura 4.8 se muestran las gráficas generadas en la aplicación móvil para la masa de 5 kg. Los valores mostrados son los mismos que se recibieron en el ítem anterior. Los valores correspondientes a los ejes y sensores restantes son iguales a cero.



Figura 4.8: Gráficas de la aplicación móvil. a) Fuerzas en el eje Z. b) Fuerzas totales. c) Centro de presión.

Finalmente, se realizó un ensayo de análisis de fuerzas plantares en la marcha con la finalidad de comprobar el funcionamiento del sistema de adquisición diseñado. Este está basado en el trabajo Son et. al [33] y consta de dos etapas. En la primera se verifica el funcionamiento del sistema de forma estática sobre uno de los pies del sujeto de ensayo. La segunda parte consiste en realizar un paso hacia adelante para verificar su funcionamiento dinámico. En la presente tesis se realizó

dicho ensayo para cada una de las cinco ubicaciones del sensor en el pie derecho del sujeto de ensayo, cuyas características antropométricas se presentan en el ítem 4.2.3.

En la prueba estática se realizaron cinco mediciones de cinco segundos en cada ubicación. Luego se calculó el promedio de las cinco mediciones y se sumaron los resultados, los cuales se muestran en la figura 4.9. En esta prueba lo que se intenta medir es el peso del sujeto de ensayo que es 617 N. Como resultado se obtuvo un valor promedio de 765 N, es decir, un error de 148 ± 39 N. En la prueba dinámica se realizaron tres sets de cuatro pasos hacia adelante sobre una superficie lisa y sin inclinación. De estos cuatro pasos se registraron los dos realizados con el pie derecho. De esta manera, se obtuvieron las fuerzas producidas en cada eje y el centro de presión. En la figura 4.10 se observa que las fuerzas producidas en el eje vertical y antero-posterior presentan el patrón típico de la marcha humana como los presentados en [4, 33, 47]. Sin embargo, la fuerza registrada es inferior al peso del sujeto de ensayo. Asimismo, el centro de presión obtenido se muestra en la figura 4.11 y sigue un recorrido desde el talón hacia la punta del pie como el presentado en [46].

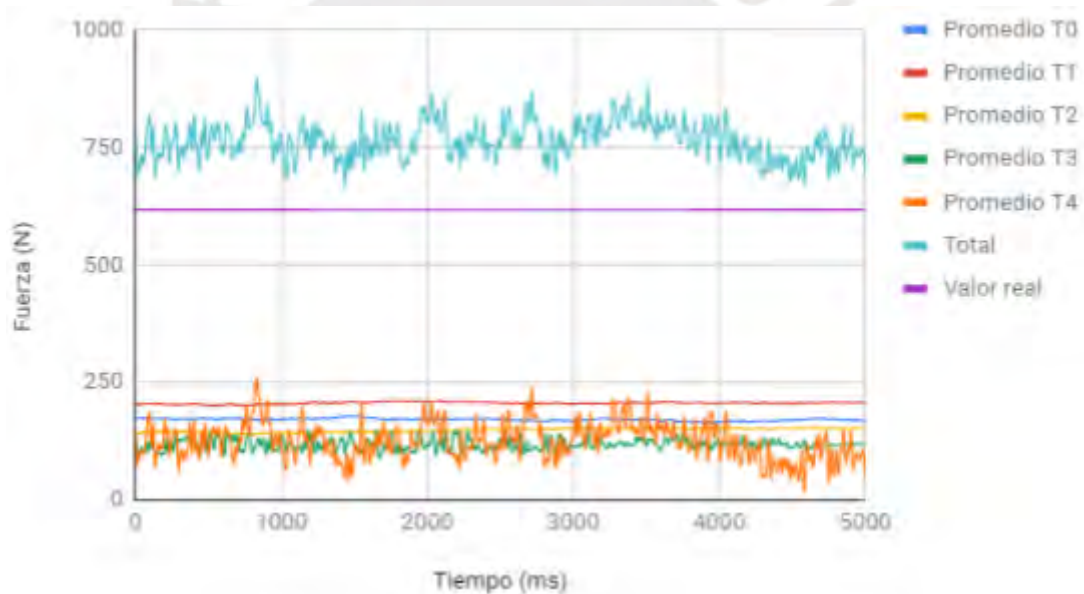


Figura 4.9: Medición estática sobre el pie derecho del sujeto de ensayo.

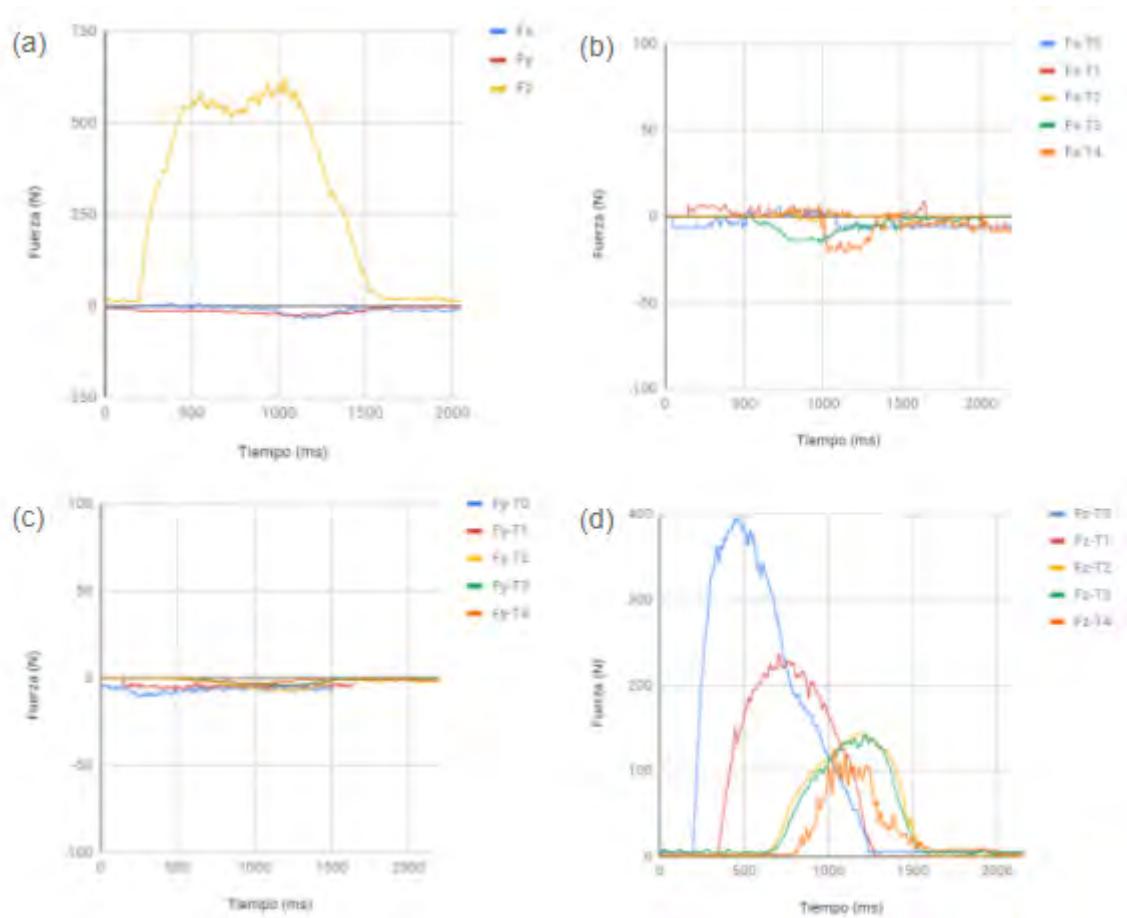


Figura 4.10: Fuerzas producidas en el pie derecho al avanzar un paso. (a) Suma de fuerzas producidas en cada eje. (b) Fuerzas en el eje x de cada sensor. (c) Fuerzas en el eje y de cada sensor. (d) Fuerzas en el eje z de cada sensor.

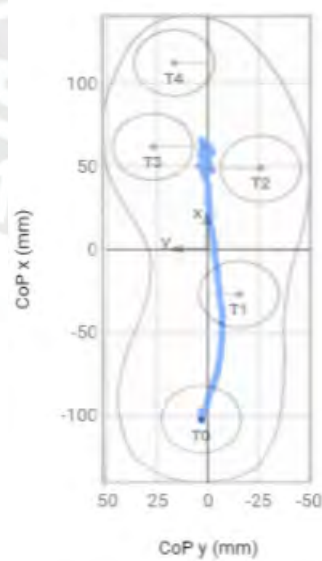


Figura 4.11: Centro de presión en la planta del pie derecho al avanzar un paso.

4.2. Protocolo de pruebas del sistema de adquisición en un ensayo de entrenamiento de voleibol

El siguiente protocolo de ensayo se ha desarrollado con la finalidad de obtener las fuerzas de reacción del suelo en los tres ejes y el centro de presión en la ejecución de un tipo de entrenamiento de voleibol: la sentadilla. La elección de este movimiento está basada en su importancia en los entrenamientos de voleibol ya que influye en la habilidad de saltar, aterrizar y cambiar de dirección rápidamente de las voleibolistas [77]. Este protocolo está basado en [78].

4.2.1. Equipos y materiales

Equipos:

- Sistema de adquisición implementado en protoboard.
- Zapatillas con sensor adherido y piezas de poliestireno.
- Teléfono móvil.
- Laptop.

Materiales:

- 1 mancuerna de 3 kg.

4.2.2. Ambiente

El ensayo se realizó en la sala de la casa del tesista, en un espacio de 2m x 3m libre de cualquier objeto, adorno y mueble. Al momento del ensayo, el sujeto se encontró de pie sobre un área de 0.8 m x 0.6 m (ver zona marcada con la línea verde en la figura 4.12). El sistema de adquisición se ubicó a 0.10 m del sujeto de ensayo y estuvo conectado a una laptop de la cual obtuvo energía. Asimismo, un segundo sujeto controló la toma de datos desde la aplicación en el teléfono móvil. La distribución explicada anteriormente se muestra en la figura 4.12.

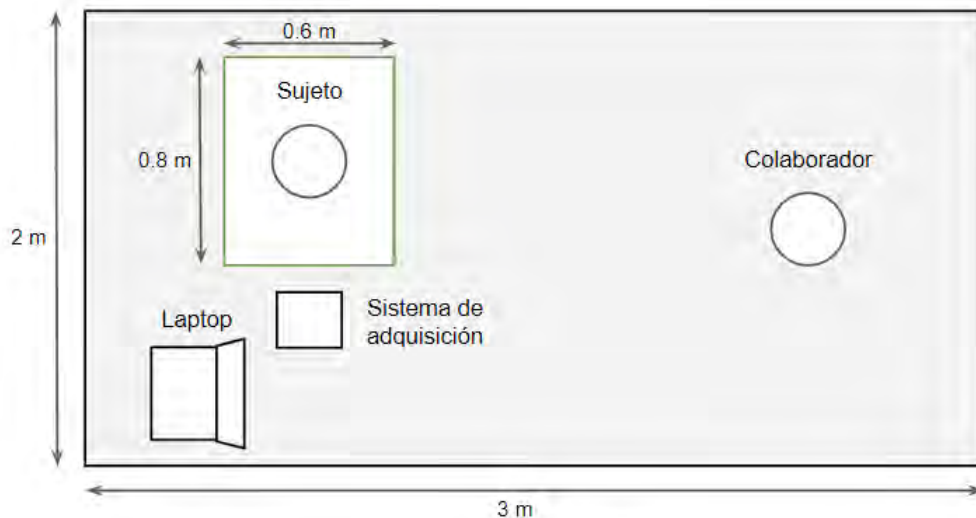


Figura 4.12: Área del ensayo.

4.2.3. Sujeto

El sujeto de ensayo es el autor de la presente tesis, el cual es hombre, tiene 23 años de edad, mide 1.68 m y pesa 63 kg. Además, cabe mencionar que el sujeto de ensayo no ha realizado alguna actividad física en los últimos 8 meses. Sus características se muestran en la tabla 4.2.

Tabla 4.2: Características antropométricas del sujeto de ensayo.

Edad	23
Peso (kg)	63
Altura (m)	1.68
Índice de masa corporal (kg/m²)	22.32

4.2.4. Metodología

4.2.4.1. Pre ensayo

Inicialmente, el sujeto de ensayo realizó un estiramiento de la forma que él creyó conveniente durante 5 minutos. Posteriormente, ejecutó el movimiento de sentadilla sin peso adicional utilizando las zapatillas con los equipos del ensayo durante 3 minutos, esto con la finalidad que se familiarice con el equipo. Luego reposó 1 minuto. En la zapatilla derecha se colocó el sensor de fuerza en la ubicación correspondiente al talón y el resto de posiciones fue completado con piezas de poliestireno de dimensiones semejantes al sensor. En la zapatilla izquierda solamente se colocaron piezas de poliestireno como se muestra en la figura 4.13.



Figura 4.13: Zapatillas con sensor adherido y piezas de poliestireno.

4.2.4.2. Ensayo

El sujeto de ensayo ejecutó una sentadilla frontal con los pies separados una distancia ligeramente superior a la de los hombros y con una mancuerna de 3 kg sostenida con ambas manos. La posición inicial es de pies, erguido y con la mancuerna a la altura del pecho como se muestra en la figura 4.14. Y la posición final se alcanza cuando ambas piernas están paralelas al suelo como se muestra en la figura 4.15.



Figura 4.14: Posición inicial de la sentadilla.

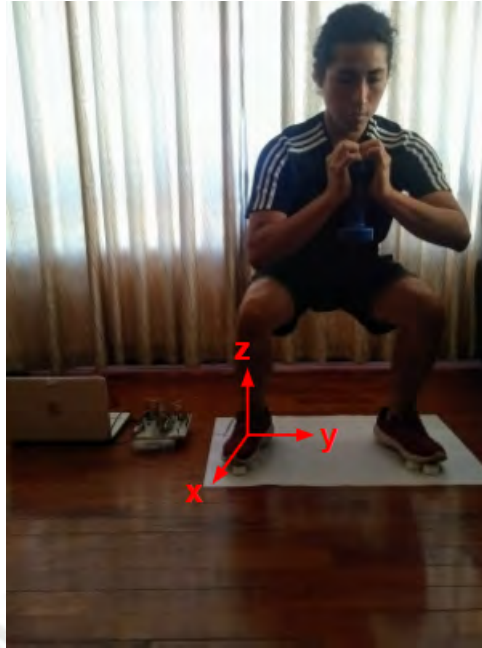


Figura 4.15: Posición final de la sentadilla.

Se realizaron cinco sets para cada una de las 10 posiciones del sensor (cinco en cada pie). Cada set consta de cinco repeticiones con un descanso de dos minutos entre sets. Cada repetición tuvo un ritmo de 2-1-2-2 (dos segundos de bajada, un segundo abajo, dos segundos de subida y dos de descanso). Este método es una variación del empleado por Sato y Heise [23].

4.2.5. Resultados

Del ensayo presentado en el ítem anterior se obtuvieron las mediciones de las figuras 4.16 y 4.17 para el pie derecho e izquierdo, respectivamente. Estas gráficas muestran el resultado promedio de los cinco sets realizados en cada una de las cinco posiciones del sensor en cada pie. Dado que el peso total sobre ambos pies durante todo el ensayo es constante e igual al peso del sujeto de ensayo más el peso de la mancuerna de 3 kg (647 N), se espera que la suma de la fuerza total en el eje Z de ambos pies sea igual a dicho valor. Sin embargo, se obtiene un error igual a 65 ± 25 N.

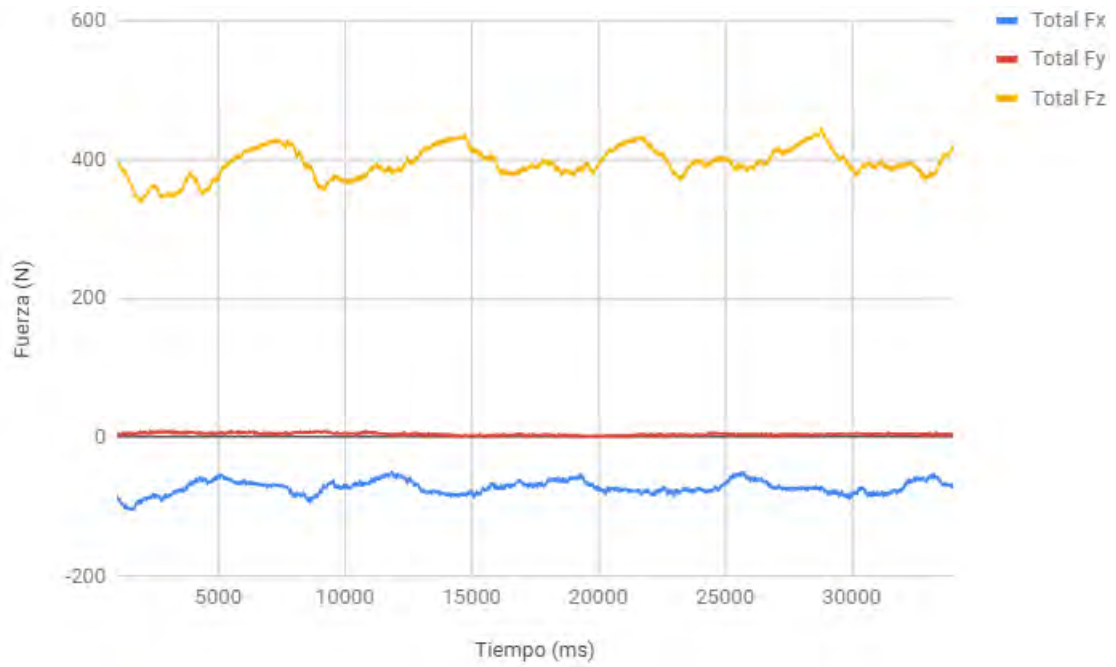


Figura 4.16: Fuerza total producida sobre el pie derecho al realizar un set de cinco sentadillas frontales.

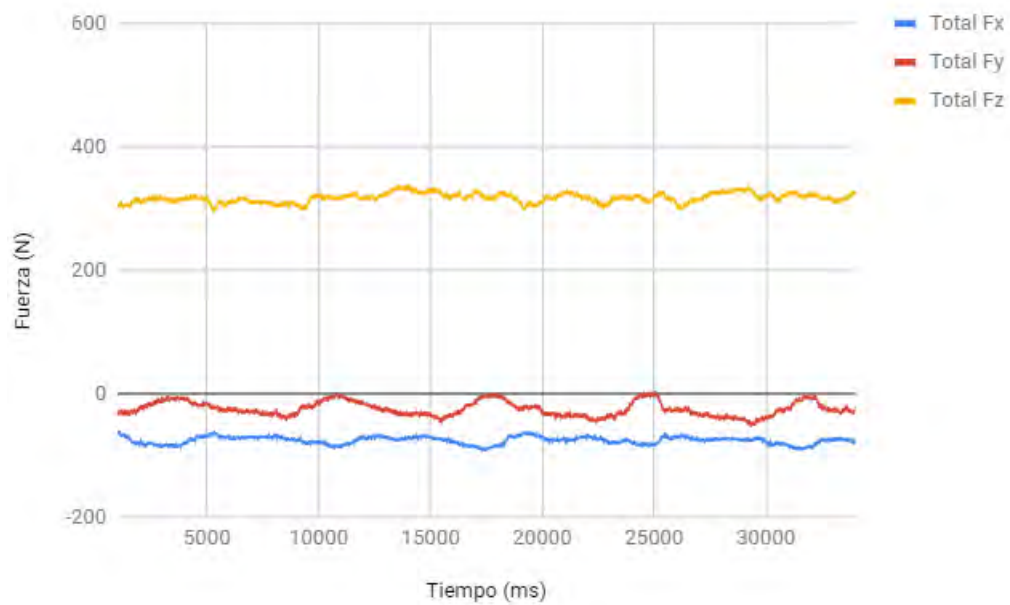


Figura 4.17: Fuerza total producida sobre el pie izquierdo al realizar un set de cinco sentadillas frontales.

Asimismo, se muestra el centro de presión de cada pie durante la ejecución de una sentadilla en la figura 4.18. Este permanece ligeramente detrás de la mitad de cada pie.

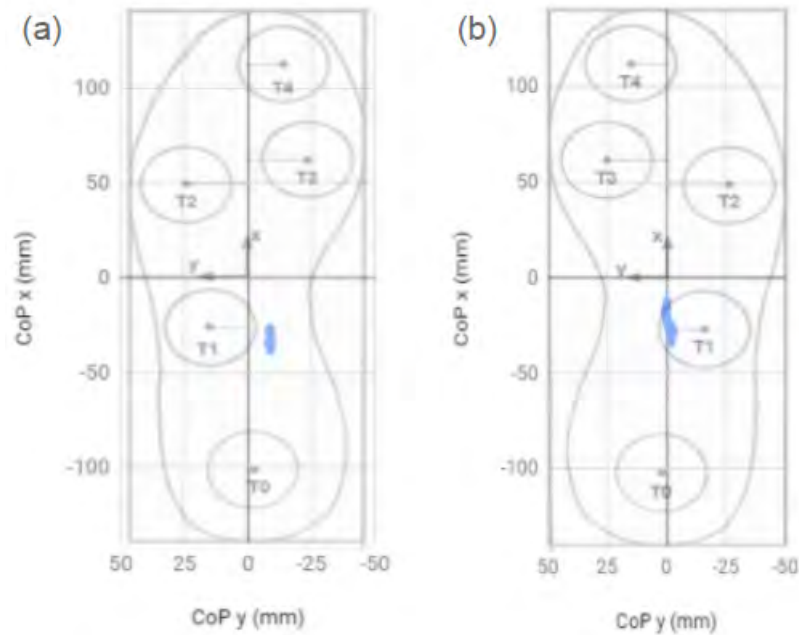


Figura 4.18: Análisis del centro de presión al ejecutar una sentadilla frontal. (a) Centro de presión en el pie derecho. (b) Centro de presión en el pie izquierdo.

En las tablas 4.3 y 4.4 se muestra la raíz del error cuadrático medio en newtons entre las fuerzas medidas de cada set realizado (las señales medidas se muestran en el anexo F) y el promedio de dichas fuerzas en los cinco sets.

Tabla 4.3: Raíz del error cuadrático medio de las fuerzas medidas en el pie derecho en cada set realizado durante el ensayo de la sentadilla.

			Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 5
RMSE (N)	T0	Fx	5	4	3	3	4
		Fy	4	2	1	2	2
		Fz	11	26	10	12	11
	T1	Fx	9	19	5	12	14
		Fy	1	1	1	1	1
		Fz	10	5	3	5	11
	T2	Fx	11	9	8	7	14
		Fy	2	1	1	1	1
		Fz	16	13	12	8	9
	T3	Fx	9	10	8	8	8
		Fy	1	2	1	1	1
		Fz	17	7	9	6	9
T4	Fx	3	3	2	4	7	
	Fy	1	2	1	1	2	
	Fz	43	16	17	13	34	

Tabla 4.4: Raíz del error cuadrático medio de las fuerzas medidas en el pie izquierdo en cada set realizado durante el ensayo de la sentadilla.

			Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 5
RMSE (N)	T0	Fx	6	7	6	7	5
		Fy	16	8	16	10	7
		Fz	25	12	18	12	10
	T1	Fx	5	2	6	2	1
		Fy	3	7	2	5	5
		Fz	39	29	97	15	16
	T2	Fx	0	0	0	0	0
		Fy	2	1	1	1	1
		Fz	18	10	11	8	9
	T3	Fx	3	6	3	3	6
		Fy	0	1	1	1	1
		Fz	4	6	4	5	6
	T4	Fx	5	3	3	5	3
		Fy	1	1	2	1	2
		Fz	4	5	4	4	4



Conclusiones

- El diseño presentado de un sistema de adquisición de señales cumple con el objetivo general, demostrado en las figuras 4.16-4.18, esto es, el sistema mide las fuerzas de reacción en el suelo generadas por una persona al ejecutar un ensayo de voleibol, en los tres planos del espacio; el plano vertical, antero - posterior y medio - lateral.
- Se logró diseñar exitosamente un sensor de fuerza triaxial con una histéresis de 0.5 % y un peso de 25 gramos, es decir, dentro del límite requerido. Además, sus dimensiones (40 mm de diámetro y 22 de altura) son similares a las de los sensores diseñados en estudios de las fuerzas plantares realizados anteriormente [48, 49].
- Asimismo, se identificaron cinco puntos de la región plantar donde se presentan fuerzas con mayor intensidad (figura 3.6) en base al análisis de estudios previos de fuerzas plantares de la literatura presentados en la tabla 2.1.
- El sistema de adquisición de señales consigue satisfactoriamente muestrear la señal de fuerza detectada en el sensor a 500 Hz y transmitirla inalámbricamente a un teléfono móvil con sistema operativo Android. Además, estas señales se pueden observar en tiempo real en la aplicación móvil diseñada como se muestra en las figuras 4.8 y 4.12.
- Finalmente, se realizaron pruebas de funcionamiento estático y dinámico. En las pruebas de funcionamiento dinámico se evaluó el sistema en un ensayo de la marcha humana para poder contrastar los datos obtenidos con estudios realizados anteriormente y poder validar el funcionamiento del sistema de adquisición. Dicho ensayo mostró que el sistema diseñado es capaz de medir las fuerzas ejercidas en la planta del pie mostradas en el anexo C, sin embargo presenta un error de 148 ± 39 N en la fuerza total en el eje z sobre el pie derecho. También se evaluó el sistema en un ejercicio propio de los entrenamientos de voleibol como es la sentadilla frontal en el cual se obtuvo un error de 65 ± 25 N en la fuerza total en el eje z de ambos pies.

Recomendaciones

- Se recomienda realizar la calibración del sensor utilizando un sensor de fuerza triaxial comercial como el sensor ATI 6-axis F/T empleado en [48] con la finalidad de obtener una calibración en los tres ejes.
- Al realizar las pruebas de funcionamiento se debe emplear una plataforma de fuerza de tres ejes como la empleada en [33] para tener una referencia exacta del movimiento que se desea analizar.
- Se recomienda el desarrollo de un sistema de adquisición *wearable* con diez sensores idénticos en una suela flexible y ligera basado en este trabajo de tesis. Así, a un futuro se podrá realizar el estudio de movimientos de los dos pies teniendo como información la fuerza de tres ejes en cinco puntos de interés de cada pie, al mismo tiempo.

Bibliografía

- [1] T. P. Educator, “Skill posters.” <https://thephysicaleducator.com/skill-posters>, 2017. Accedido 2019-05-20.
- [2] E. Villota and D. Elías, “Base de datos del proyecto caracterización biomecánica del movimiento asociado a la técnica de recepción en el vóley categoría juvenil damas;” 2018.
- [3] Tekscan, “Flexiforce integration guide.” <https://www.tekscan.com/flexiforce-load-force-sensors-and-systems>.
- [4] T. Liu and Y. Inoue, “A wearable force plate system to successively measure multi-axial ground reaction force for gait analysis,” *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 836–841, Diciembre 2009.
- [5] N. Mechatronics, “Arduino uno r3.” <https://www.naylampmechatronics.com/arduino-tarjetas/8-arduino-uno-r3.html>. Accedido 2019-06-02.
- [6] N. Mechatronics, “Arduino nano.” <https://www.naylampmechatronics.com/arduino-tarjetas/88-arduino-nano-ch340g-mini-usb.html>. Accedido 2019-06-02.
- [7] N. Mechatronics, “Módulo esp-12e esp8266 wifi.” <https://www.naylampmechatronics.com/espressif-esp/176-modulo-esp-12e-esp8266-wifi.html>. Accedido 2019-06-02.
- [8] N. Mechatronics, “Módulo esp-wroom-32 esp32 wifi.” <https://www.naylampmechatronics.com/espressif-esp/382-modulo-esp-wroom-32-esp32-wifi.html>. Accedido 2019-06-02.
- [9] C. 101, “Hc-06 bluetooth module.” <https://components101.com/wireless/hc-06-bluetooth-module-pinout-datasheet>. Accedido 2019-06-03.

- [10] DIGI, “Digi xbee s2c 802.15.4 rf modules datasheet.” https://www.digi.com/resources/library/data-sheets/ds_xbee-s2c-802-15-4. Accedido 2019-06-03.
- [11] E. Verhagen, “A one season prospective cohort study of volleyball injuries,” *British journal of sports medicine*, vol. 38, pp. 477–481, Julio 2004.
- [12] Wikipedia, “Voleibol en los juegos olímpicos de seúl 1988.” https://es.wikipedia.org/wiki/Anexo:Voleibol_en_los_Juegos_Ol%C3%ADmpicos_de_Se%C3%BA1_1988, 2014. Accedido 2019-03-15.
- [13] FIVB, “Girls’ u18 world championship peru 2015.” <http://u18.women.2015.volleyball.fivb.com/en/competition/final-standing>, 2015. Accedido 2019-03-15.
- [14] FIVB, “Girls’ u18 world championship argentina 2017.” <http://u18.girls.2017.volleyball.fivb.com/en/competition/finalstanding>, 2017. Accedido 2019-03-15.
- [15] FIVB, “Girls’ u18 world championship egypt 2019.” <https://www.volleyball.world/en/volleyball/worldchampionships/u18/women/2019/competition/finalstanding>, 2019. Accedido 2019-03-15.
- [16] M. Hughes and R. Bartlett, “The use of performance indicators in performance analysis,” *Journal of sports sciences*, vol. 20, pp. 739–754, Marzo 2002.
- [17] T. Sell, “Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 25, pp. 1589–1597, Julio 2007.
- [18] L. Yin, “The kinematics and kinetics analysis of the lower extremity in the landing phase of a stop-jump task,” *The open biomedical engineering journal*, vol. 9, pp. 103–107, Febrero 2015.
- [19] K. Kundert and O. Zinke, *Sport Biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance*. Routledge, 2005.
- [20] R. Bahr, “Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport,” *British journal of sports medicine*, vol. 39, pp. 324–329, Mayo 2005.
- [21] M. Shaw and P. Gribble, “Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes,” *Journal of Athletic Training*, vol. 43, pp. 164–171, Abril 2018.

- [22] J. Yaggie and S. McGregor, "Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, pp. 224–228, Febrero 2002.
- [23] K. Sato and G. Heise, "Influence of weight distribution asymmetry on the biomechanics of a barbell back squat," *The Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 26, pp. 342–349, Febrero 2012.
- [24] AMTI, "Bms400600 - optima biomechanics measurement series (bms)." https://www.amti.biz/AMTIpibrowser.aspx?__VIEWSTATE=%2FwEPDwUKMTA1OTU5OTg3M2RkYn%2BsYBDDvjiTXnWMqcfQBL0DwNpOaLIrDAWHYkQy7p0%3D&__VIEWSTATEGENERATOR=F05BEA0C&__SCROLLPOSITIONX=0&__SCROLLPOSITIONY=3125&__EVENTTARGET=&__EVENTARGUMENT=&iLangSelect=&item1=&item2=&item3=&iListbox1=350&iListbox2=561&iListbox3=BMS400600&idirect2product=true&iUnits=, 2019. Accedido 2019-03-20.
- [25] Kistler, "Force plates and accessories." <https://www.kistler.com/files/download/960-364e.pdf?callee=frontend>, 2019. Accedido 2019-03-20.
- [26] H. DYNAMICS, "Wireless dual force platform v.3.0." https://f.hubspotusercontent10.net/hubfs/5212164/HD_G3_Specs-1.pdf, 2019. Accedido 2019-03-20.
- [27] I. B. de Valencia, "Sistema biofoot/ibv - información técnica." https://gestion.ibv.org/gestoribv/index.php?option=com_docman&view=download&alias=427-ibv-biofoot&category_slug=productos&Itemid=142, 2012. Accedido 2019-03-22.
- [28] Novel, "Pedar: Dynamic pressure distribution inside the footwear." <https://www.novel.de/products/pedar/>, 2019. Accedido 2019-03-22.
- [29] Tekscan, "F-scan system." <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>. Accedido 2019-03-27.
- [30] N. Cucho and A. Alarcón, "Diseño e implementación de una plantilla para la medición de presión plantar para la prevención de ulceraciones en la patología de pie diabético," *Tesis de pregrado, Pontificia Universidad Católica del Perú*, Julio 2012.

- [31] A. M. Tan and F. K. Fuss, "Development of a smart insole for medical and sports purposes," *Procedia Engineering*, vol. 112, pp. 152–156, 2002.
- [32] A. Force and Motion, "Especificaciones del opt400600-2000." <https://tinyurl.com/y3kyn57m>. Accedido 2019-03-26.
- [33] J. Son, G. M. Gu, H. Han, and J. Kim, "Development of instrumented outsole for high resolution ground reaction force sensing," *The fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 106–111, Junio 2012.
- [34] FIVB, *Manual para entrenadores*. FIVB, 2011.
- [35] C. Reynaud, *Coaching Volleyball Technical and Tactical Skills*. Human Kinetics, 18 de Mayo de 2011.
- [36] J. Dearing, *Volleyball fundamentals*. Human Kinetics, 24 de Agosto de 2018.
- [37] B. Schmidt, *Volleyball: Steps to success*. Human Kinetics, 29 de Septiembre de 2015.
- [38] A. W. Iwoilow, *Volleyball: Biomechanik und Methodik*. Sportverlag, 1984.
- [39] R. Bartlett, *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*. Routledge, 2nd ed., 2007.
- [40] L. Shu, Y. Wang, and Q. Li, "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, pp. 767–775, Mayo 2010.
- [41] S. Bamberg, A. Benbasat, and D. Scarborough, "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 12, pp. 413–423, Julio 2008.
- [42] R. Lind, L. Love, and J. Rowe, "Multi-axis foot reaction force/torque sensor for biomedical applications," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 2575–2579, Octubre 2009.
- [43] T. Salpavaara, J. Verho, J. Lekkala, and J. Halttunen, "Wireless insole sensor system for plantar force measurements during sport events," *XIX IMEKO World Congress Fundamental and Applied Metrology*, pp. 2118–2123, Setiembre 2009.
- [44] C. Tavares, F. Domingues, and A. Frizzera-Neto, "Gait shear and plantar pressure monitoring: a non-invasive ofs based solution for e-health architectures," *Sensors*, vol. 18, Abril 2018.

- [45] T. Liu, Y. Inoue, and K. Shibata, “A wearable ground reaction force sensor system and its application to the measurement of extrinsic gait variability,” *Sensors*, vol. 10, pp. 10240–10255, Noviembre 2010.
- [46] H. Zhang, D. Zanotto, and S. Agrawal, “Estimating cop trajectories and kinematic gait parameters in walking and running using instrumented insoles,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 2, pp. 2159–2165, Octubre 2017.
- [47] J. Park, Y. Na, G. Gu, and J. Kim, “Flexible insole ground reaction force measurement shoes for jumping and running,” *6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pp. 1062–1067, Junio 2016.
- [48] O. Al-Mai, M. Ahmadi, and J. Albert, “A compliant 3-axis fiber-optic force sensor for biomechanical measurement,” *IEEE Sensors*, vol. 17, pp. 6549 – 6557, Octubre 2017.
- [49] H. Choi and and, “Design and fabrication of a soft three-axis force sensor based on radially symmetric pneumatic chambers,” *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 5519 – 5524, Junio 2017.
- [50] T. Gihan, “Us108-h6 series.” <http://www.tecgihan.co.jp/en/products/3axis-force-sensor/us108-h6>, 2017. Accedido 2019-05-28.
- [51] J. Fernández, P. Rubiano, and L. Hoyos, “Perfil morfológico de voleibolistas de altos logros. revisión,” *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, vol. 17, pp. 775–794, Junio 2017.
- [52] P. Eizentals, A. Katashev, and A. Oks, “Gait partitioning with smart socks system,” *Proceedings of the International Scientific Conference*, vol. 4, pp. 134–143, Mayo 2019.
- [53] Podiatech, “Intelisole-mp.” <https://podiatech.es/intelisole-mp>, 2018. Accedido 2020-09-03.
- [54] Moticon, “Insole 3.” <https://www.moticon.de/insole3-specs>, 2020. Accedido 2020-09-03.
- [55] A. H. A. Razak, A. Zayegh, R. Begg, and Y. Wahab, “Foot plantar pressure measurement system A review,” *Sensors*, vol. 12, pp. 9884–9912, Julio 2012.
- [56] I. Electronics, “Fsr - force sensing resistor integration guide and evaluation parts catalog.” <https://thephysicaleducator.com/skill-posters>. Accedido 2019-05-28.

- [57] Omega, “Wheatstone bridge for strain gauges.” <https://www.omega.com/en-us/resources/wheatstone-bridge>, 2019. Accedido 2019-05-28.
- [58] M. Design, “Force sensors for design,” *Tekscan*.
- [59] SingleTact, “Singletact datasheet.” https://www.singletact.com/wp-content/uploads/SingleTact_Datasheet.pdf, 2016. Accedido 2019-05-28.
- [60] G. Faber, I. Kingma, and M. Schepers, “Determination of joint moments with instrumented force shoes in a variety of tasks,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 2848–2854, 2010.
- [61] M. Silva and J. Ambrósio, “Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems,” *Multibody System Dynamics*, vol. 8, pp. 219–239, 2002.
- [62] C. Liedtke, S. Fokkenrood, and J. Menger, “Evaluation of instrumented shoes for ambulatory assessment of ground reaction forces,” *Gait and Posture*, vol. 26, pp. 39–47, 2007.
- [63] T. Instruments, “Principles of data acquisition and conversion,” Enero 1994.
- [64] Techlandia, “¿cómo funcionan las pilas alcalinas?.” https://techlandia.com/funcionan-pilas-alcalinas-como_10737/. Accedido 2019-06-05.
- [65] B. de Litio, “Blog baterías de litio.” <https://www.bateriasdelitio.net/?p=6>. Accedido 2019-06-05.
- [66] N. Mechatronics, “Cargador usb de batería de litio 18650 1a tp4056 con protección.” <https://www.naylampmechatronics.com/baterias/641-cargador-usb-de-bateria-litio-18650-1a-tp4056-con-proteccion.html>. Accedido 2019-06-05.
- [67] K. P. Gwang Min Gu and E. J. Kim, “Foot pronation monitoring using wireless biaxial force sensing system,” *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 19–24, 2015.
- [68] L. S. Lincoln, “An elastomeric insole for 3-axis ground reaction force measurement,” *IEEE RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pp. 1512–1517, Junio 2012.
- [69] K. Moriyasu, “New technique of three directional ground reaction force distributions,” *Footwear Science*, vol. 2, pp. 57–64, Junio 2010.

- [70] A. Howell, "Kinetic gait analysis using a low-cost insole," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, pp. 3284–3290, Diciembre 2013.
- [71] O. Metals, "Aluminum 7075-t6/t651/t73/t7351 product guide." <https://www.onlinemetals.com/en/product-guide/alloy/7075>, 2020. Accedido 2020-09-29.
- [72] M. Mundial, "Acero astm a36, acero a36 propiedades, ficha técnica, dureza, densidad estructural." <https://www.materialmundial.com/acero-astm-a36-propiedades-ficha-tecnica-estructural/>, 2020. Accedido 2020-09-29.
- [73] O. Metals, "Aluminum 6061-t6/651/6511/t4 product guide." <https://www.onlinemetals.com/en/product-guide/alloy/6061>, 2020. Accedido 2020-09-29.
- [74] D. Manufacturing, "Abs (acrylonitrile-butadlene-styrene." <https://dielectricmfg.com/knowledge-base/abs/#:~:text=ABS%20offers%20a%20good%20balance,hardness%2C%20rigidity%20and%20electrical%20characteristics.&text=ABS%20plastic%20remains%20hard%2C%20rigid,heat%2Dresistant%20and%20platable%20grades.>, 2020. Accedido 2020-09-29.
- [75] M. P. Data, "Overview of materials for polylactic acid (pla) biopolymer." <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=ab96a4c0655c4018a8785ac4031b9278&ckck=1>, 2020. Accedido 2020-09-29.
- [76] Microchip, "Anti-aliasing, analog filters for data adquisition systems." <http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00699b.pdf>, 2002. Accedido 2020-09-29.
- [77] T. A. O. C. Volleyball, "Squat progression with jeff macy." <https://www.theartofcoachingvolleyball.com/squat-progression-with-jeff-macy/>, 2020. Accedido 2020-11-10.
- [78] D. Elías and E. Villota, "Anexo 3: Protocolo del ensayo del gesto técnico de la recepción baja básica del voleibol - campo abierto," Julio 2018.