

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



Desarrollo de un sistema tipo *wearable* para medición de fuerzas verticales de
contacto pie-piso con aplicación en el voleibol

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

AUTOR:

Leonardo Gabriel Bravo Thais

ASESORA:

Elizabeth Roxana Villota Cerna, PhD

Lima, agosto, 2020

RESUMEN

Con la finalidad de que los deportistas realicen un buen desempeño en el campo, se busca siempre brindarles un adecuado entrenamiento, con herramientas que les ofrezcan una retroalimentación que permitan la mejora del rendimiento deportivo, así como la disminución de las probabilidades de sufrir una lesión. Sin embargo, la implementación de dichas herramientas tecnológicas en los centros deportivos es complicada debido a que estas son escasas y en muchas oportunidades costosas. Además, se requiere que el entrenador esté capacitado para interpretar y entregar adecuadamente la información obtenida a los deportistas. En ese contexto, en el Perú se viene estudiando el gesto de la recepción en vóleybol con el fin de mejorar el rendimiento deportivo. Un parámetro estudiado en este proyecto es la fuerza de contacto pie-piso para poder obtener los momentos en las articulaciones al realizar un análisis de dinámica inversa. Con el fin de cuantificar dicha fuerza se utilizan plataformas de medición; no obstante, el uso de estas plataformas tiene tres inconvenientes: son costosas, pesadas y restringen el movimiento del jugador durante la ejecución del gesto ya que este debe posicionar los pies dentro del área de medición.

Buscando solucionar estos inconvenientes la presente tesis trata sobre el desarrollo de un sistema de medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso que sea ligera, que no restrinja el movimiento del jugador y que su costo sea menor que los productos actuales similares. El sistema diseñado tipo *wearable*; es decir, que puede ser llevado en el cuerpo como una prenda o un accesorio, cuenta con tres partes principales. En primer lugar, posee una plantilla de calzado con sensores de fuerza integrados en ella. La plantilla está conformada por una capa inferior donde se ubican los sensores y una superior que cuenta con unos concentradores que distribuyen la fuerza ejercida por el jugador en todos los puntos de medición. En segundo lugar, el *wearable* posee una carcasa que se posiciona en la pierna de la persona y que contiene componentes electrónicos. Con estos se adquiere y procesa la información referente a las fuerzas verticales de contacto para calcular la fuerza resultante vertical y la posición del centro de presiones. Por último, se cuenta con una aplicación para celular la cual cumple con la función de interfaz gráfica para operar el sistema y para visualizar los datos obtenidos.

La metodología para el diseño seguida consiste en la búsqueda de información correspondiente al estado del arte. Posteriormente, se proponen conceptos de solución para el problema tratado, de los cuales se escoge el óptimo. Luego se realizan los cálculos necesarios para una selección de los componentes mecánicos y electrónicos. Así también, se diseña el software para el procesamiento y visualización de los datos. Adicionalmente, se fabrica un prototipo para validar el funcionamiento del sistema diseñado y para encontrar oportunidades de mejora en él. Por último, se realizan las pruebas de validación de los resultados obtenidos por el prototipo.



Agradezco a mis padres Gina y Cossi y a mi hermano Sebastian por apoyarme en cada momento de mi carrera universitaria que se ve finalizada con la presente tesis. A mi asesora Elizabeth Villota por guiarme durante todo el proceso de titulación. A todos los integrantes del grupo GIRAB por su ayuda cada vez que la necesitaba. Por último, a todos mis amigos que me acompañaron durante los 5 años de estudio en la universidad.

ÍNDICE

RESUMEN.....	i
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS	x
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Problemática: Las dificultades en el entrenamiento deportivo.....	1
1.2. La tecnología al servicio del deporte.....	2
1.3. Motivación: Proyectos PUCP para estudio de biomecánica y entrenamiento en el voleibol.....	4
1.4. Definición de la propuesta de solución.....	6
1.5. Objetivos.....	7
1.5.1. Objetivo general.....	7
1.5.2. Objetivos específicos	7
1.6. Alcance	8
1.7. Antecedentes.....	8
1.7.1. Tecnológico	8
1.7.2. Técnico.....	11
2. DISEÑO CONCEPTUAL.....	16
2.1. Requerimientos del sistema.....	16
2.1.1. Función principal	16
2.1.2. Requerimientos físico-mecánicos	16
2.1.3. Requerimientos electrónicos, eléctricos y de control	18
2.2. Estructura de funciones	18
2.2.1. Bloque “Mecánica”.....	20
2.2.2. Bloque “Energía”	22
2.2.3. Bloque “Sensores”	22
2.2.4. Bloque “Acondicionamiento de señales”	23
2.2.5. Bloque “Procesamiento”.....	23
2.2.6. Bloque “Comunicación”	24
2.2.7. Bloque “Interfaz”	25
2.3. Matriz morfológica.....	25
2.4. Conceptos de solución.....	28
2.4.1. Concepto de solución 1.....	28

2.4.2. Concepto de solución 2.....	29
2.4.3. Concepto de solución 3.....	30
2.5. Evaluación técnico-económica.....	31
2.5.1. Evaluación técnica.....	31
2.5.2. Evaluación económica.....	32
3. DISEÑO DEL WEARABLE.....	34
3.1. <i>Wearable</i> para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso.....	34
3.1.1. Integración.....	34
3.2. Cálculos iniciales para el diseño.....	36
3.2.1. Fuerza vertical máxima resultante.....	37
3.2.2. Fuerza máxima de medición por sensor.....	39
3.2.3. Diámetro de concentradores de fuerza.....	39
3.2.4. Ubicación de los concentradores de fuerza.....	40
3.3. Diseño mecánico.....	41
3.3.1. Plantilla para medición de fuerzas verticales de contacto.....	41
3.3.2. Carcasa electrónica.....	45
3.4. Diseño eléctrico-electrónico.....	48
3.4.1. Diagrama de bloques.....	48
3.4.2. Componentes eléctrico-electrónicos.....	49
3.4.3. Diagramas esquemáticos y PCB.....	65
3.4.4. Diagramas de flujo.....	70
3.5. Diseño del software de procesamiento de datos.....	73
3.5.1. Cálculo de las FVC y la FVC resultante.....	74
3.5.2. Ubicación del centro de presiones.....	75
4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO.....	76
4.1. Caracterización de los sensores.....	76
4.2. Implementación de la plantilla.....	82
4.3. Implementación de tarjeta electrónica.....	82
4.4. Fabricación de la carcasa electrónica.....	83
4.5. Implementación de interfaz.....	83
4.6. Pruebas del prototipo.....	87
4.6.1. Validación de la fuerza resultante.....	87
4.6.2. Distribución plantar.....	91

4.6.3. Centro de presiones COP	92
5. COSTOS	93
5.1. Costo de componentes mecánicos	93
5.2. Costo de componentes eléctrico-electrónicos	94
5.3. Costo de servicios.....	96
5.4. Costo de diseño y prototipado	96
5.5. Costo total.....	97
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	98
REFERENCIAS.....	100



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Gesto técnico de la recepción en el vóleybol. (a) La jugadora (rojo) se desplaza hacia el balón, (b) recibe el impacto y (c) envía el balón a la armadora (morado).....	5
Figura 1.2. Diagrama de fuerzas y COP.	6
Figura 1.3. Plantillas PODOSmart de la empresa DigitSole.....	9
Figura 1.4. Sistema F-SCAN. (a) Equipo instalado en la persona, (b) Entorno visual donde se visualiza la información proveniente del sistema.	9
Figura 1.5. Sistema Loadsol desarrollado por la empresa Novel.....	10
Figura 1.6. Plantilla SCIENCE desarrollada por Moticon.....	10
Figura 1.7. (a) Plantilla con cinco sensores piezoresistivos, (b) Aplicación para celular desarrollada.	12
Figura 1.8. (a) Distribución de sensores en plantilla, (b) Sistema montado en la persona.	13
Figura 1.9. Plantilla con 8 sensores de efecto Hall.	13
Figura 1.10. (a) 15 sensores Flexiforce montados en una plantilla, (b) Circuito electrónico conectado a los sensores.....	14
Figura 2.1. Caja negra del sistema.	19
Figura 2.2. Diagrama de funciones del sistema.	21
Figura 2.3. Bloque “Mecánica”.....	22
Figura 2.4. Bloque “Energía”.....	22
Figura 2.5. Bloque “Sensores”.....	23
Figura 2.6. Bloque “Acondicionamiento de señales”	23
Figura 2.7. Bloque “Procesamiento”.....	24
Figura 2.8. Bloque “Comunicación”.....	24
Figura 2.9. Bloque “Interfaz”.....	25
Figura 2.10. Concepto de solución 1.....	29
Figura 2.11. Concepto de solución 2.....	30
Figura 2.12. Concepto de solución 3.....	31
Figura 2.13. Análisis técnico-económico.....	33
Figura 3.1. <i>Wearable</i> para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso.	35

Figura 3.2. Componentes electrónicos del <i>wearable</i> .	36
Figura 3.3. Fuerza vertical de contacto pie-piso / peso de la deportista en función del tiempo.	37
Figura 3.4. Análisis de fuerza con plataformas de medición durante salto con dos pies y caída en uno. (a) Fuerza vertical vs tiempo (b) Relación R entre fuerza vertical y peso de la persona vs tiempo.	38
Figura 3.5. Sub-áreas anatómicas del pie.	40
Figura 3.6. Posición de los concentradores en la plantilla.	40
Figura 3.7. Máquina de ensayos con probeta.	42
Figura 3.8. (a) Probeta sin carga, (b) probeta comprimida a 400 N.	42
Figura 3.9. (a) Modelado del refuerzo rígido, (b) ubicación del eje del MPJ.	43
Figura 3.10. Modelo 3D de la plantilla: (a) capa inferior y (b) capa superior.	43
Figura 3.11. Vista isométrica de la plantilla.	44
Figura 3.12. Vista lateral de la plantilla.	44
Figura 3.13. Vistas de detalle de la plantilla: (a) Detalle C y (b) Detalle B.	45
Figura 3.14. Sección A-A de la plantilla.	45
Figura 3.15. Modelo 3D de la carcasa: (a) tapa y (b) base.	46
Figura 3.16. Sujetador de tela.	46
Figura 3.17. Vista isométrica de la carcasa electrónica.	47
Figura 3.18. (a) Vista superior y (b) vista frontal de la carcasa electrónica.	47
Figura 3.19. Vistas de detalle de la carcasa: (a) Detalle A y (b) Detalle B.	48
Figura 3.20. Diagrama de bloques del <i>wearable</i> de medición dinámica.	49
Figura 3.21. Circuitos recomendados por el fabricante: (a) Circuito divisor de voltaje. (b) Circuito amplificador inversor. (c) Circuito amplificador no inversor.	51
Figura 3.22. Gráfica Salida del circuito (%) vs Fuerza aplicada (N): (a) En circuito divisor de voltaje y (b) en circuito amplificador no inversor.	52
Figura 3.23. Circuito de acondicionamiento de señal proveniente del sensor.	53
Figura 3.24. Simulación de divisor de voltaje.	54
Figura 3.25. Curva Voltaje (V) vs Fuerza (N) de todos los sensores.	56
Figura 3.26. Simulación del circuito de acondicionamiento de señales.	57
Figura 3.27. (a) Multiplexor CD74HC4067, (b) Multiplexor en la carcasa.	58
Figura 3.28. (a) Microcontrolador Bluno, (b) Microcontrolador en la carcasa.	59

Figura 3.29. (a) Módulo micro SD, (b) Módulo micro SD en la carcasa.....	60
Figura 3.30. (a) LED, (b) LED en la carcasa.	61
Figura 3.31. (a) <i>PowerBoost</i> 1000C de la empresa Adafruit, (b) <i>PowerBoost</i> en la carcasa.	62
Figura 3.32. Curva Eficiencia vs Corriente de salida del <i>PowerBoost</i>	63
Figura 3.33. (a) Batería de Ion-Litio de 1400 mAh, (b) Batería en la carcasa.....	64
Figura 3.34. (a) Interruptor basculante, (b) Interruptor en la carcasa.	65
Figura 3.35. Diagrama esquemático del elevador de voltaje.	65
Figura 3.36. Diagrama esquemático del interruptor.....	66
Figura 3.37. Diagrama esquemático del microcontrolador.....	66
Figura 3.38. Diagrama esquemático del circuito del voltaje de referencia.....	67
Figura 3.39. Diagrama esquemático del circuito de acondicionamiento	68
Figura 3.40. Diagrama esquemático del multiplexor.....	68
Figura 3.41. Diagrama esquemático del seguidor de voltaje.	69
Figura 3.42. Diagrama esquemático del lector SD.	69
Figura 3.43. Diseño de la tarjeta electrónica.....	70
Figura 3.44. Diagrama de flujo principal.....	71
Figura 3.45. Diagrama de flujo de función Inicializar sistema.....	71
Figura 3.46. Diagrama de flujo de función Recibir señales de interfaz....	72
Figura 3.47. Diagrama de flujo de la función Leer información de los sensores.....	72
Figura 3.48. Diagrama de flujo de la función Almacenar información.....	73
Figura 3.49. Diagrama de flujo de la función Enviar información.....	73
Figura 3.50. Diagrama de flujo de la función Calcular fuerza resultante y posición del COP.....	74
Figura 3.51. Fuerzas verticales de contacto y fuerza vertical resultante.....	75
Figura 3.52. Posición de los sensores en la plantilla.....	75
Figura 4.1. Sensores Flexiforce adquiridos.....	77
Figura 4.2. Piezas impresas en 3D.	77
Figura 4.3. Concentrador de fuerzas para caracterización de sensores.....	78
Figura 4.4. Configuración para pruebas de calibración de sensores.....	78

Figura 4.5. Curvas características de los sensores Flexiforce. (a) Resistencia vs Fuerza aplicada, (b) Conductancia vs Fuerza aplicada.	79
Figura 4.6. Plantilla fabricada por impresión 3D: (a) capa superior, (b) capa inferior y (c) plantilla ensamblada	82
Figura 4.7. Tarjeta electrónica implementada con componentes soldados.	83
Figura 4.8. Carcasa electrónica fabricado por impresión 3D.	83
Figura 4.9. (a) Ventana principal de la interfaz gráfica, (b) ventana principal de la aplicación.	85
Figura 4.10. Ventana donde se muestra la fuerza resultante vertical de contacto pie-piso	85
Figura 4.11. Gráficas de visualización de los datos de todos los sensores.	86
Figura 4.12. Ventana de visualización del COP.	86
Figura 4.13. Sistema implementado y posicionado en la persona.	87
Figura 4.14. FVC resultante comparando con plataforma de fuerzas (azul): (a) Wearable sin factor proporcional (verde), (b) wearable con factor proporcional (rojo).	88
Figura 4.15. Gestos realizados para validación: (a) Gesto 1, (b) Gesto 2, (c) Gesto 3, (d) Gesto 4.	89
Figura 4.16. Fuerza vertical resultante de plataforma (azul) y wearable con factor (rojo) según el gesto realizado: (a) Gesto 1, (b) Gesto 2, (c) Gesto 3, (d) Gesto 4.	90
Figura 4.17. (a) Principales etapas durante la caminata, (b) fuerzas medidas por cada sensor y (c) distribución de los sensores en la plantilla.	91
Figura 4.18. Variación del COP durante un paso en la caminata	92
Figura 4.19. Desplazamiento del COP en la plantilla.	92

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Resumen de antecedentes tecnológicos.	11
Tabla 1.2. Resumen de antecedentes técnicos.	15
Tabla 2.1. Matriz morfológica del dominio mecánico.	26
Tabla 2.2. Matriz morfológica del dominio electrónico y de procesamiento.	26
Tabla 2.3. Evaluación técnica.	32
Tabla 2.4. Evaluación económica.	32
Tabla 3.1. Comparación de sensores FSR.	50
Tabla 3.2. Características del integrado LM324.	55
Tabla 3.3. Características del multiplexor CD74HC4067	58
Tabla 3.4. Características del microcontrolador Bluno.	59
Tabla 3.5. Características del módulo micro SD.	60
Tabla 3.6. Consumo de corriente del circuito electrónico.	61
Tabla 3.7. Comparación de convertidores DC/DC	62
Tabla 3.8. Características del interruptor.	64
Tabla 4.1. Ecuación de línea de tendencia de los sensores	79
Tabla 4.2. Voltaje de salida en función de la fuerza aplicada.	80
Tabla 4.3. Sensibilidad y resolución asociada a cada sensor	81
Tabla 4.4. Datos fisiológicos del sujeto de pruebas	87
Tabla 4.5. Valores del factor y RMSE	88
Tabla 4.6. Factores y errores promedio por gesto realizado.	90
Tabla 5.1. Costo de componentes mecánicos para fabricación del wearable.	94
Tabla 5.2. Costo de componentes eléctrico-electrónicos para importación.	94
Tabla 5.3. Costo de componentes eléctrico-electrónicos en el mercado local.	95
Tabla 5.4. Costos de servicios.	96
Tabla 5.5. Costo total del sistema.	97

1. INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo, se expone la problemática que rodea al tema de la presente tesis, así como la definición de la solución de un problema de dicha problemática. Asimismo, se presentarán el objetivo general y los específicos de la tesis y el alcance de la misma. Por último, se repasarán los antecedentes técnicos y tecnológicos.

1.1. Problemática: Las dificultades en el entrenamiento deportivo.

En el deporte se busca siempre brindar un adecuado entrenamiento a los deportistas con el fin de que estos realicen un buen desempeño en el campo. Es decir, facilitar las condiciones para alcanzar el mejoramiento de sus capacidades y lograr buenos resultados, con acciones que involucren el cumplimiento de planes de entrenamiento adecuados. Dichos planes permiten obtener realimentación necesaria para que los deportistas conozcan los errores cometidos y así poder corregirlos en futuras prácticas. La enseñanza deportiva involucra un monitoreo sistemático, objetivo y de confianza que ayudan a vincular el sistema de entrenamiento con una labor investigativa [1]. En ese sentido, Fernandez-Echeverria C. *et al.* [2] realizaron un estudio donde se evaluó la percepción de deportistas de un equipo profesional de vóleybol femenino luego de usar durante 24 meses un programa de entrenamiento en donde se analizaba su desempeño deportivo y se les retroalimentaba con dicha información. Como resultado se obtuvo que más del 90 % del equipo encontró efectivo la metodología aplicada.

Esto debido a que el programa les ayudó a saber los aspectos negativos que debían corregir y además les servía de motivación para las prácticas semanales.

Como se ha visto, la retroalimentación a los deportistas es importante; sin embargo, esta se debe realizar con mucho cuidado. Kettunen E. *et al.* [3] mencionan que es sumamente crítico que el evaluador esté capacitado para brindar retroalimentación a los deportistas ya que si no se interpreta correctamente la información, se podría ocasionar ajustes inadecuados en el entrenamiento del deportista.

Por otro lado, con el fin de captar información concerniente al rendimiento del jugador, es necesario el uso de herramientas tecnológicas. El problema con los productos tecnológicos comerciales es que son costosos, lo cual hace difícil su adquisición. Adicionalmente, en muchos casos las herramientas existentes no se ajustan a las necesidades específicas de un deporte en particular.

Por estos motivos, diversos investigadores vienen desarrollando sus propias soluciones enfocadas a los problemas que encuentran al buscar un buen entrenamiento deportivo. A continuación, se repasará el trabajo de estos investigadores y el rol de la tecnología en el deporte.

1.2. La tecnología al servicio del deporte

La tecnología ha tenido un impacto significativo en el campo del deporte. El motivo, según explican Liebermann et al., es que el uso de la tecnología moderna permite mejorar la retroalimentación que reciben los deportistas durante el entrenamiento y las competencias [4]. Se han desarrollado diversas herramientas tecnológicas con aplicación en el deporte. Por mencionar algunos, se tiene un sistema de captura de movimiento para mejorar la técnica de balanceo en el golf [5], un sensor integrado de seis ejes que permite obtener información de la aceleración en una raqueta de tenis [6] o un sistema de procesamiento de imágenes para el reconocimiento automático de la formación de equipos de fútbol americano [7].

En el campo del voleibol también se han realizado diversos trabajos con el fin de mejorar la práctica de este deporte. Por ejemplo, se construyó una máquina que simula el movimiento de jugadores en el bloqueo para el entrenamiento del mate [8]. Esto permitió un incremento de la efectividad en el ataque, el cual es un factor muy importante para ganar un partido. De igual forma, con el fin de ayudar en el entrenamiento de las técnicas estandarizadas de vóleibol, mejorar significativamente el rendimiento del entrenamiento y disminuir la posibilidad de lesiones en los jugadores, se desarrolló un método híbrido de captura de movimiento utilizando un sensor inercial y una cámara para obtener información en los movimientos de los jugadores como saque, recepción, mate, bloqueo, entre otros [9].

Las tecnologías asociadas a la mejora de rendimiento del entrenamiento y disminución de lesiones en el voleibol, usan técnicas de medición de parámetros kinesiológicos y biomecánicos [10]. El término kinesiológico refiere al análisis de la actividad muscular y el rango de movimiento de las articulaciones. Para ello se realizan electromiografías (EMG) o análisis de movimiento basado en imágenes. Por otro lado, en el análisis biomecánico se efectúan estudios cinemáticos, con técnicas como procesamiento de imágenes, y estudios cinéticos donde se utilizan plataformas o transductores de presión o fuerza en conjunto con modelos de dinámica inversa.

Los estudios realizados en el vóleibol usando plataformas de fuerza se enfocan principalmente en el análisis del salto y aterrizaje del jugador. Por ejemplo, se estudió las diferencias entre el salto de un grupo de quince jugadores profesionales en una superficie rígida y una superficie de arena [11]. Se encontró que para realizar el salto en la superficie rígida, la fuerza resultante de reacción del suelo en los jugadores es mayor que la generada en la superficie de arena. No obstante, en esta última el tobillo se desliza para maximizar la propulsión, lo que generó que la cadera realice un desplazamiento mayor para tratar de balancear el cuerpo. Este hecho podría resultar en lesiones en la parte baja de la espalda. Por otro lado, Zahradnik et al. [12] analizaron la fuerza de reacción del suelo en las jugadoras de vóleibol durante el aterrizaje posterior a la técnica del bloqueo. Gracias a este estudio se pudo evaluar la influencia del tipo de caída en la posibilidad de sufrir una lesión en el ligamento cruzado anterior, pues se conoce que la fuerza de reacción del suelo es uno de los factores más relevantes

en este tipo de lesiones [13]. Se concluyó que el realizar un paso para atrás después de la caída podría reducir dicha fuerza con el fin de obtener un aterrizaje más seguro.

Como se ha visto, las plataformas de fuerza son de gran ayuda para realizar estudios de fuerzas de contacto con el suelo u otra superficie como la arena. Sin embargo, poseen tres principales desventajas. En primer lugar, tienen un costo elevado de inversión. Las plataformas comerciales actuales pueden costar más de \$ 20 000. En segundo lugar, presentan dificultad para ser transportadas. La mayoría de ellas son pesadas por lo que se requieren más de una persona para cargarlas. Por último, al estar fijas durante las mediciones restringen el movimiento del deportista obligándole a realizar las pruebas únicamente dentro del área de medición.

Estas plataformas se han utilizado también en proyectos realizados en nuestro país. A continuación, se comentará brevemente sobre dos proyectos peruanos y cómo estos motivaron la realización de la presente investigación.

1.3. Motivación: Proyectos PUCP para estudio de biomecánica y entrenamiento en el voleibol

En el Perú también se han desarrollado estudios de análisis biomecánico en el vóleibol como el realizado por el Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica (GIRAB) de la Pontificia Universidad Católica del Perú [14]. El proyecto “Caracterización biomecánica del movimiento asociada a la técnica de recepción en el vóley categoría juvenil damas” consistió en el desarrollo de una metodología que permita encontrar indicadores para cuantificar el rendimiento deportivo en jugadores de vóleibol durante la ejecución del gesto técnico de la recepción baja del balón. Este gesto se describe como la recepción al saque del balón realizado por el equipo contrario en el cual el jugador se desplaza a la zona donde va a llegar el balón, crea una “plataforma” con los brazos en donde impactará el balón. Inmediatamente flexiona las piernas y se ubica los pies de forma paralela o uno ligeramente adelante, e impulsándose con las piernas, dirige el balón al armador [15]. En la Figura 1.1 se puede observar un ejemplo de recepción baja básica realizado por la deportista resaltada de color rojo.

Los parámetros analizados en dicho proyecto están relacionados con la cinemática y dinámica del deportista. En la dinámica se analizó la fuerza vertical resultante de contacto pie-piso (FVC) de la jugadora; ya que, luego de realizar un análisis de dinámica inversa, se pueden calcular los momentos y fuerzas en las articulaciones durante la ejecución del gesto.



Figura 1.1. Gesto técnico de la recepción en el vóleybol. (a) La deportista (rojo) se desplaza hacia el balón, (b) recibe el impacto y (c) envía el balón a la armadora (morado).

Fuente: [15]

Con el fin de cuantificar la magnitud de la FVC se utilizaron plataformas de fuerza en donde la jugadora realizó las distintas fases del gesto técnico. Sin embargo, ella vio restringidos sus movimientos debido a que debía mantener los pies dentro del área de las plataformas. Adicionalmente, las dimensiones y peso de estas representaron un inconveniente al momento de trasladarlas a un ambiente adecuado para las pruebas.

El proyecto “Caracterización Biomecánica del Gesto Técnico de la 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*” surge como la continuación del proyecto mencionado líneas arriba con la finalidad de evaluar los indicadores encontrados y brindar una herramienta a los entrenadores. Así pues, en el proyecto actual se desarrollan principalmente dos sistemas. En primer lugar, uno de captura de movimiento utilizando un dispositivo móvil para evaluar los parámetros cinemáticos. En segundo lugar, un dispositivo que permita medir la FVC para reemplazar a las plataformas de fuerza. Este dispositivo debe brindar información con respecto a las FVC en la planta del pie, la FVC resultante y la posición del centro de presiones (COP) y a diferencia de las plataformas, no debe restringir el movimiento del jugador de vóleybol ni afectar la forma en la cual este actuaría durante la ejecución

del gesto técnico de la recepción. En la Figura 1.2 se aprecia un diagrama donde se muestran las fuerzas mencionadas anteriormente, así como el centro de presiones.

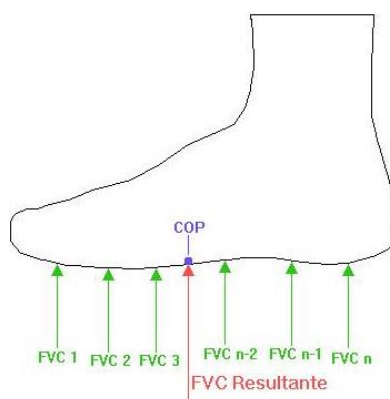


Figura 1.2. Diagrama de fuerzas y COP.

1.4. Definición de la propuesta de solución

El dispositivo para medición dinámica debe ser portable y no incomodar al jugador al utilizarlo. En ese sentido, la presente tesis consiste en el desarrollo de un sistema tipo *wearable* para medición de fuerzas de contacto producidas en la planta del pie de los jugadores de vóleybol. Con dicha información se calcularán la fuerza vertical resultante y la posición del centro de presiones.

Comúnmente, los dispositivos *wearable*, es decir que se pueden usar como prendas, que analizan la FVC, miden las presiones plantares y mediante algoritmos de regresión lineal o utilizando un modelo de redes neuronales, estiman dicha fuerza [16, 17]. El reto de la presente tesis es evaluar una nueva forma de obtener la FVC resultante y la posición del COP utilizando las fuerzas medidas en determinados puntos de la planta del pie. Este sistema deberá proporcionar dicha información por medio de una interfaz, donde el deportista o entrenador podrá visualizar la información de manera rápida y comprensible. Además, se debe tener en consideración que el *wearable* estará sometido a condiciones donde el deportista estará en constante movimiento. Asimismo, la información que sea proporcionada por este sistema será corroborado con las plataformas AMTI adquiridas por el Laboratorio de Biomecánica y Robótica Aplicada (LIBRA).

1.5. Objetivos

1.5.1. Objetivo general

El objetivo general del presente trabajo es diseñar un sistema tipo *wearable* para medición dinámica que permita obtener información de las FVC producidas en ciertos puntos de la planta del pie. Además, que permita obtener información de la FVC resultante, así como de la ubicación del punto en cual esta estaría aplicada (centro de presiones). Se espera que este desarrollo puede ser aplicado al vóleybol, específicamente en el análisis del gesto técnico de la recepción del balón que se viene estudiando en el proyecto antes mencionado.

1.5.2. Objetivos específicos

- Efectuar una revisión del estado del arte correspondiente al presente trabajo y con ello definir los requerimientos del sistema.
- Determinar la estructura de funciones en los dominios mecánico, eléctrico-electrónico y procesamiento.
- Desarrollar el concepto de solución óptimo en base a las funciones encontradas y los requerimientos y limitaciones analizados.
- Hacer el diseño mecánico del *wearable* que cumpla con requerimientos como seguridad, ergonomía, material, entre otros. Además, el diseño debe contemplar la mínima interferencia del jugador.
- Realizar el diseño eléctrico-electrónico portable y compacto de tal manera que se adecue a las exigencias en términos de seguridad, duración de la batería, visualización de información, entre otros.
- Implementar un prototipo del sistema tipo *wearable* que permita corroborar los cálculos realizados, así como brindar ideas de mejora del diseño propuesto.
- Diseñar una interfaz gráfica donde se visualice información como las fuerzas medidas, la fuerza resultante y la posición del centro de presiones (COP).
- Llevar a cabo pruebas con el prototipo implementado y la interfaz gráfica y evaluar los resultados obtenidos.

- Desempeñar una estimación de costos del diseño final del sistema tipo *wearable* basado en los costos de componentes mecánicos y electrónicos, costos de servicios y costos de diseño y realización del prototipo.

1.6. Alcance

En el presente trabajo se realizará el diseño del sistema tipo *wearable* para medición de fuerzas de contacto pie-piso, y la implementación de un prototipo de dicho sistema. La validación de la información será realizada usando las plataformas ubicadas en el laboratorio LIBRA. Así pues, estas pruebas se ejecutarán en un ambiente controlado y no durante un juego real. Asimismo, se implementará una interfaz donde se grafique la información proporcionada por el sistema. Por último, cabe mencionar que la persona con la cual se realice la validación será únicamente el autor de la presente tesis.

1.7. Antecedentes

A continuación, se repasará la revisión bibliográfica llevada a cabo con el fin de obtener la suficiente información para la realización de la presente tesis. Se dividirá en antecedentes tecnológicos, que abarca productos comerciales en el mercado actual; y antecedentes técnicos, relacionados a artículos de investigación.

1.7.1. Tecnológico

La presente sección referirá a productos comerciales tipo plantilla que miden la presión plantar o la fuerza vertical de contacto pie-piso.

a. PODOSmart® [18]

El producto desarrollado por la empresa DigitSole, ver Figura 1.3, es una plantilla inteligente dedicada a profesionales en el cuidado de la salud. El PODOSmart incluye una interfaz web dedicada que permite visualizar toda la información relacionada a los trece parámetros del perfil de la caminata del usuario tales como la distancia recorrida,

velocidad, número y longitud de pasos, pronación/supinación, entre otros. El PODOSmart permite obtener todos los parámetros mencionados de manera inalámbrica conectándose con una computadora vía Bluetooth.



Figura 1.3. Plantillas PODOSmart de la empresa DigitSole.

Fuente: [18]

b. F-Scan [19]

F-Scan, ver Figura 1.4 (a), es un producto desarrollado por la empresa Tekscan que brinda información con respecto a presiones, fuerzas y tiempo en el análisis de caminata de las personas. El F-Scan ofrece sensores de muy alta resolución para la adquisición de datos y la capacidad de sincronizar la información obtenida con otros productos de laboratorio que se enfoquen en el análisis de la caminata como electromiógrafos o sistemas de captura de movimiento. Asimismo, se puede visualizar la gráfica de Presión vs Tiempo en tiempo real en un software especializado, ver Figura 1.4 (b).

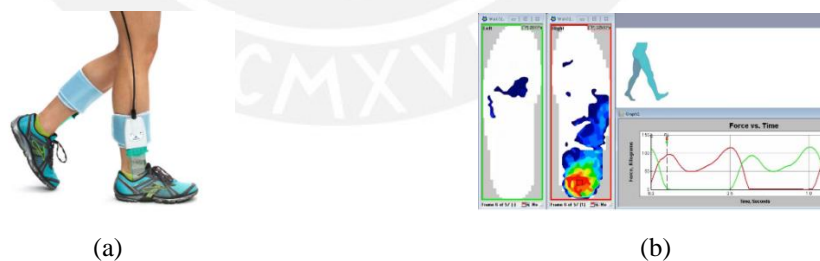


Figura 1.4. Sistema F-SCAN. (a) Equipo instalado en la persona, (b) Entorno visual donde se visualiza la información proveniente del sistema. Fuente: [19]

c. Loadsol [20]

Desarrollado por la empresa Novel, Loadsol es un sistema que permite medir la fuerza de reacción vertical producida en la planta del pie en un rango de 20 a 2500 N a una frecuencia de muestreo máxima de 200 Hz. Como se observa en la Figura 1.5 este

sistema se conforma de una plantilla con sensores capacitivos que se coloca dentro del calzado, un compacto dispositivo electrónico que se sujeta también en el calzado y una aplicación de celular para visualizar la información adquirida y procesada la cual es enviada por el dispositivo mediante Bluetooth. El Loadsol se comercializa en una amplia gama de tamaños y además puede ser fabricado en un tamaño personalizado. Además, puede ser energizado por una batería tipo moneda de 3 V con la cual permite un máximo de 14 horas de uso continuo.



Figura 1.5. Sistema Loadsol desarrollado por la empresa Novel.

Fuente: [20]

d. SCIENCE [21]

SCIENCE es una plantilla desarrollada por la empresa alemana Moticon, ver Figura 1.6. De igual manera que los otros productos mencionados anteriormente, SCIENCE brinda información al usuario sobre presiones y fuerzas en la planta del pie, así como el centro de presiones (COP) e incorpora parámetros espaciales y temporales de la calidad del movimiento como dirección y tiempo de contacto. Para ello la plantilla cuenta con trece sensores de presión y un acelerómetro de tres ejes. Además, posee la funcionalidad de trabajar independientemente registrando toda la información internamente, y la posibilidad de conectarse de manera inalámbrica con algún otro dispositivo.



Figura 1.6. Plantilla SCIENCE desarrollada por Moticon.

Fuente: [21]

e. Resumen de antecedentes tecnológicos

En la Tabla 1.1 se muestra un resumen de los cuatro productos tecnológicos mencionados. En ella resalta el F-Scan de la empresa Tekscan ya que posee una frecuencia de muestreo superior a las demás, llegando hasta los 750 Hz, lo que permitiría tener mayor información en mismo intervalo de tiempo comparado con los otros. Además, al contar con 960 sensores de tipo piezoresistivo, se tiene mayor información de la fuerza vertical de contacto distribuida en la planta del pie.

Tabla 1.1. Resumen de antecedentes tecnológicos.

Nombre	PODOSmart	F-Scan	Loadsol	SCIENCE
Empresa	DigitSole	Tekscan	Novel	Moticon
Comunicación	Bluetooth	Bluetooth	Bluetooth	Bluetooth
Frecuencia de Muestreo	Sin información	Hasta 750 Hz	200 Hz	Hasta 100 Hz
Tecnología de Sensores	Sin información	Piezoresistivo	Capacitivos	De Presión
Número de sensores	Sin información	960	Sin información	13
Precio	2 000 €	\$ 10 600	4 678 €	Sin información

1.7.2. Técnico

La presente sección referirá a sistemas tipo *wearable* desarrollados en artículos de investigación y tesis.

a. *Embedded wearable device for monitoring diabetic foot ulcer parameters.*[22]

El diseño propuesto por Kilkarni está conformado por seis sensores piezoresistivos A301 de la empresa Tekscan., distribuidos en una plantilla como se observa en Figura 1.7 (a). Además, la plantilla posee un circuito de amplificación y filtrado de las señales provenientes de los sensores. Estas señales analógicas son convertidas a digitales

utilizando un módulo ADC (*Analog to Digital Converter*) y son transferidas de forma inalámbrica usando el chip Bluetooth CC2640R2F de *Texas Instrument*. Para registrar y visualizar los datos obtenidos de los sensores se desarrolló una aplicación para celular con sistema operativo Android, ver Figura 1.7 (b).



Figura 1.7. (a) Plantilla con cinco sensores piezoresistivos, (b) Aplicación para celular desarrollada.
Fuente: [22]

b. *Design and Development of Integrated Insole System for Gait Analysis* [23]

Aggarwal et al. desarrollaron un sistema no invasivo para el análisis de la caminata en las personas después de recibir rehabilitación. El sistema cuenta con ocho sensores FSR (*Force sensitive resistors*) ubicados en ocho de las nueve sub áreas anatómicas del pie, ver Figura 1.8 (a), las cuales fueron halladas al colocar el pie de la persona en una caja con arena y evaluar las depresiones formadas en ella. Se utilizó la tarjeta Arduino Nano, el cual tiene integrado el microcontrolador Atmega328, así como un módulo ADC de diez bits. Además, con el fin de enviar los datos de forma inalámbrica se utilizó el módulo de radiofrecuencia Nrf24101 de la empresa Nordic Semiconductor, el cual trabaja a una frecuencia de 2.4 GHz. Por último, para validar la información de los sensores se realizaron experimentos los cuales consistieron en caminatas entre puntos determinados, de los se demostró el buen funcionamiento del sistema. En la Figura 1.8 (b) se aprecia el sistema montado en el sujeto de pruebas.

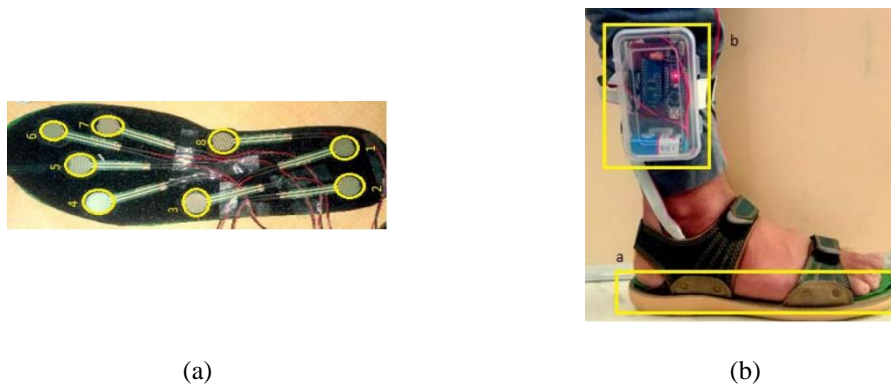


Figura 1.8. (a) Distribución de sensores en plantilla, (b) Sistema montado en la persona.

Fuente: [23]

c. *A Wearable Preventive Insole for diabetic patients* [24]

El sistema desarrollado por Bencheikh y Boukhenous consta de ocho sensores de efecto Hall, ver Figura 1.9, los cuales miden la deformación de la plantilla de silicona para luego obtener información de las fuerzas aplicadas en ella. El microcontrolador utilizado fue el Atmega168A el cual recibe datos provenientes de los sensores que estaban conectados a un multiplexor CD74HC4051 y a un amplificador de instrumentación AD620. Además, se contó con un filtro *butterworth* pasa-bajos con una frecuencia de corte de 160Hz. El objetivo principal del sistema fue monitorear las presiones ejercidas en la planta del pie de personas con diabetes que poseen úlceras con el fin de evitar la amputación de sus extremidades; por lo tanto, se requirió monitorear la humedad y temperatura en el pie ya que estos elementos pueden ser causa de aparición de úlceras. Así pues, el sistema posee sensores de humedad y temperatura SHT1X para el monitoreo de estos factores. Este *wearable* también posee comunicación por Bluetooth con un dispositivo celular donde se visualizan los datos obtenidos.

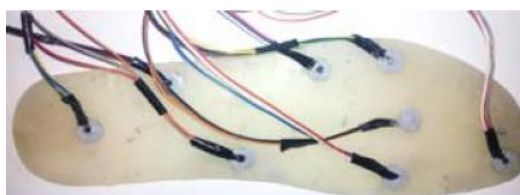


Figura 1.9. Plantilla con 8 sensores de efecto Hall.

Fuente: [24]

d. *Accessible Ground Reaction Force Estimation Using Insole Force Sensors without Force Plates* [25]

Se desarrolló la presente plantilla con la finalidad de estimar la fuerza de reacción vertical del suelo (vGRF, por sus siglas en inglés) usando quince sensores FSR FlexiForce A301 de la empresa TekScan, ver Figura 1.10 (a). Para determinar la fuerza se implementó un modelo de regresión lineal. Por otro lado, como se observa en la Figura 1.10 (b), la tarjeta electrónica constó con un microcontrolador, amplificadores operacionales, conversores de analógico a digital, un micro SD para almacenar los datos y un módulo de radio frecuencia para transmitir la información. Se realizaron pruebas dinámicas para validar los resultados del sistema utilizando el dispositivo Wii Balance Board (WBB), el cual mide la fuerza vertical de contacto, y se encontró que el error cuadrático medio variaba entre 8 a 20 % en las pruebas realizadas.



Figura 1.10. (a) 15 sensores Flexiforce montados en una plantilla, (b) Circuito electrónico conectado a los sensores. Fuente: [25]

e. Resumen de antecedentes técnicos

En la Tabla 1.2 se muestra un resumen de los productos técnicos mencionados. Se observa que todos utilizan comunicación inalámbrica y que la tecnología de sensores utilizada por dos de ellos es del tipo piezoresistivo.

Tabla 1.2. Resumen de antecedentes técnicos.

Investigadores	Kilkarni	Aggarwal et al.	Bencheikh y Boukhenous	Eguchi et al.
Tecnología de sensores	Piezoresistivo	Piezoresistivo	Efecto <i>Hall</i>	Piezoresistivo
Número de sensores	6	8	8	15
Comunicación	Bluetooth	Radio frecuencia	Bluetooth	Bluetooth



2. DISEÑO CONCEPTUAL

2.1. Requerimientos del sistema

La presente sección tratará acerca de los requerimientos del sistema mecatrónico a diseñar. La lista presentada se basa en la bibliografía revisada y en la problemática expuesta en el capítulo anterior. Se exponen a continuación la función principal, los requerimientos físico-mecánicos y requerimientos electrónicos, eléctricos y de software.

Un resumen de los requerimientos del sistema puede ser visualizado en el anexo A.

2.1.1. Función principal

Medir las fuerzas verticales de contacto pie-piso (FVC) producidas en la planta del pie de un jugador de voleibol durante la recepción del balón. Con estos datos, se brindará información de la ubicación centro de presiones (COP) y la FVC resultante.

2.1.2. Requerimientos físico-mecánicos

- Las dimensiones máximas del *wearable* estarán relacionadas al tamaño máximo de las plantillas comerciales las cuales son 31 cm de largo, 10 cm de ancho y 1 cm de espesor.
- Según Razak *et al.* [26] la masa máxima que puede tener una plantilla sin que incomode al usuario es 300 g.
- El sistema no debe presentar partes móviles. Además, de poseer un posicionamiento preciso en el calzado del usuario.
- La masa máxima contemplada de la persona que usará la plantilla es de 80 kg. Sin embargo, al realizar pruebas en laboratorio con una plataforma de medición de fuerzas, se encontró que, al considerar la realización de diversos movimientos deportivos, la fuerza máxima promedio que la plantilla debe soportar y medir es 3.4 veces el peso de la persona. Esta fuerza se puede producir en la planta de un pie cuando la persona se impulsa para saltar con ambos pies y cae sobre solo uno. Por lo tanto, la fuerza máxima que se debe medir es 3.4 veces el peso de la persona.
- Con el motivo de no influenciar en la respuesta del jugador durante la ejecución de la recepción del balón en el vóleybol, el diseño del *wearable* debe contemplar una mínima intrusión en la actividad del usuario.
- Para montar el dispositivo en el usuario se considera un tiempo máximo de cinco minutos.
- El material debe considerar los propuesto en la norma técnica ISO 22523 *External limb prostheses and external orthoses — Requirements and test methods* donde se mencionan los requerimientos del material que se utiliza en una órtesis o prótesis como inflamabilidad y toxicidad.
- Popovici y Budesco [27] encontraron que la temperatura máxima medida en el pie luego de realizar esfuerzo físico es 15 °C mayor a la temperatura ambiental. Es decir, el sistema deberá ser capaz de resistir temperaturas dentro del rango 25 °C y 50 °C para condiciones ambientales en Lima, Perú.
- La limpieza del *wearable* debe realizarse utilizando solo un paño húmedo y se debe efectuar después de cada uso. Además, se espera que su tiempo de vida sea por lo menos de un año.

- En conjunto con los requerimientos de dimensiones, el sistema debe poder ser transportado por una sola persona de modo que cumpla con la función de portabilidad.

2.1.3. Requerimientos electrónicos, eléctricos y de control

- El sistema será energizado por energía eléctrica. Para ello se utilizará baterías o pilas de 3.7 V o 7.4 V ya que los dispositivos de alimentación más pequeños y compactos poseen dichos voltajes.
- La batería tendrá una duración mínima de 3 horas de uso continuo el cual es un tiempo prudencial que considera el tiempo de montaje y el tiempo de un partido de vóleybol.
- La señal de entrada será la de inicio o fin de medición. Asimismo, la señal obtenida al medir las fuerzas verticales de contacto pie-piso se realizará con una frecuencia de muestreo de como mínimo 20 Hz dado que al efectuar un análisis en frecuencia aplicando la transformada de Fourier a los resultados de unas pruebas realizadas en plataformas de medición de fuerza, se obtuvo que los picos en la amplitud de la señal se encuentran por debajo de la frecuencia de 10 Hz.
- Se enviará de forma inalámbrica la información medida y calculada por el sistema a otro dispositivo.
- Las señales de salida serán las fuerzas medidas por sensor, la fuerza resultante, la posición del COP, el estado del sistema y el nivel de energía. Estas se mostrarán en una interfaz gráfica.
- Se busca que la persona se encuentre protegida contra riesgo eléctrico considerando la norma IEC 60601-1:2005+AMD1:2012 *Medical electrical equipment - Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*.

2.2. Estructura de funciones

De acuerdo a la lista de requerimientos planteada, se determinará la estructura de funciones del presente trabajo. Los bloques en los cuales esta se divide son: mecánica, energía, sensores, acondicionamiento de señales, procesamiento, comunicación e

interfaz. A continuación, se describirá cada bloque indicando la relación con los otros. El diagrama de funciones completo se presenta en la Figura 2.2.

Primero se presenta la representación del sistema como “Caja Negra”, donde se aprecia las entradas y salidas de este, ver Figura 2.1.

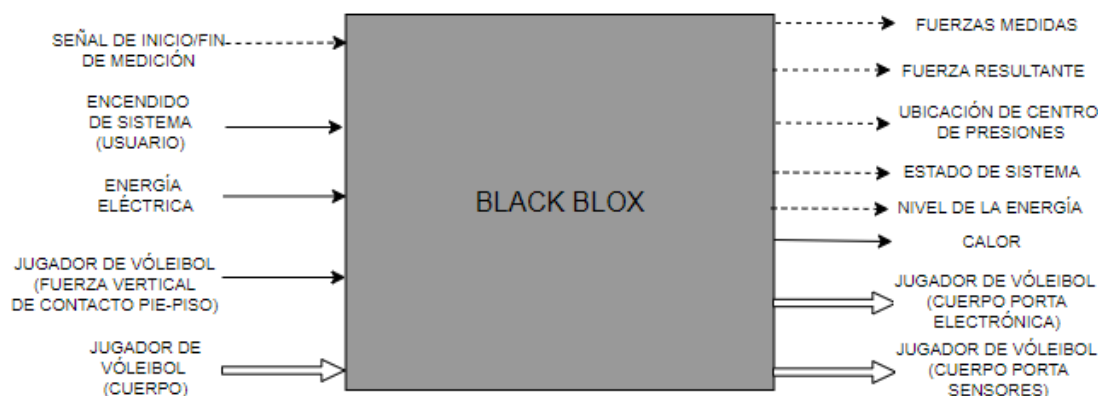


Figura 2.1. Caja negra del sistema.

Las entradas y las salidas de la caja negra son las siguientes:

Entradas:

- Señal de inicio/fin de medición.- Es la señal que indica el inicio de la medición de las fuerzas verticales de contacto pie-piso en cada sensor ubicados en la plantilla.
- Encendido de sistema.- Es la acción realizada por el usuario que permite la activación del interruptor de encendido.
- Energía eléctrica.- Es la energía que se almacena en las baterías.
- Jugador de vóleybol (Fuerza vertical de contacto pie-piso).- Es la fuerza de reacción vertical producida en la planta del pie del jugador durante la realización del gesto técnico de la recepción del balón.

- Jugador de vóleybol (Cuerpo).- Es el cuerpo del jugador al cual se sujetarán los sensores y la electrónica del *wearable*.

Salidas:

- Fuerzas medidas.- Son las fuerzas medidas por los sensores en cada punto donde estos están ubicados.

- Fuerza resultante.- Es la fuerza calculada utilizando las fuerzas medidas por los sensores.

- Ubicación del centro de presiones.- Es el punto dentro del área de la planta del pie en el cual se ubica la fuerza resultante.

- Estado del sistema.- Es la señal que indica si el sistema está energizado.

- Nivel de la energía.- Es la señal que indica si el voltaje de salida de la batería es apropiado para que esta pueda continuar funcionando sin que se dañe.

- Calor.- Es la energía emitida principalmente en el almacenamiento y acondicionamiento de la energía eléctrica.

- Jugador de vóleybol (Cuerpo porta sensores y electrónica).- Es el jugador con el arreglo de sensores previamente protegidos y componentes electrónicos sujetos a él.

2.2.1. Bloque “Mecánica”

En el presente bloque, ver Figura 2.3, se describe que para brindar información de la FVC, primero esta debe concentrarse en cada punto en el *wearable* donde se ubiquen los sensores. Posteriormente, de igual manera que la electrónica, los sensores se protegerán y sujetarán al cuerpo del deportista. De esta forma, las salidas de este bloque son el jugador con la electrónica y sensores sujetos en él, y las fuerzas que llegan a los sensores al concentrar la fuerza de entrada en cada punto de medición.

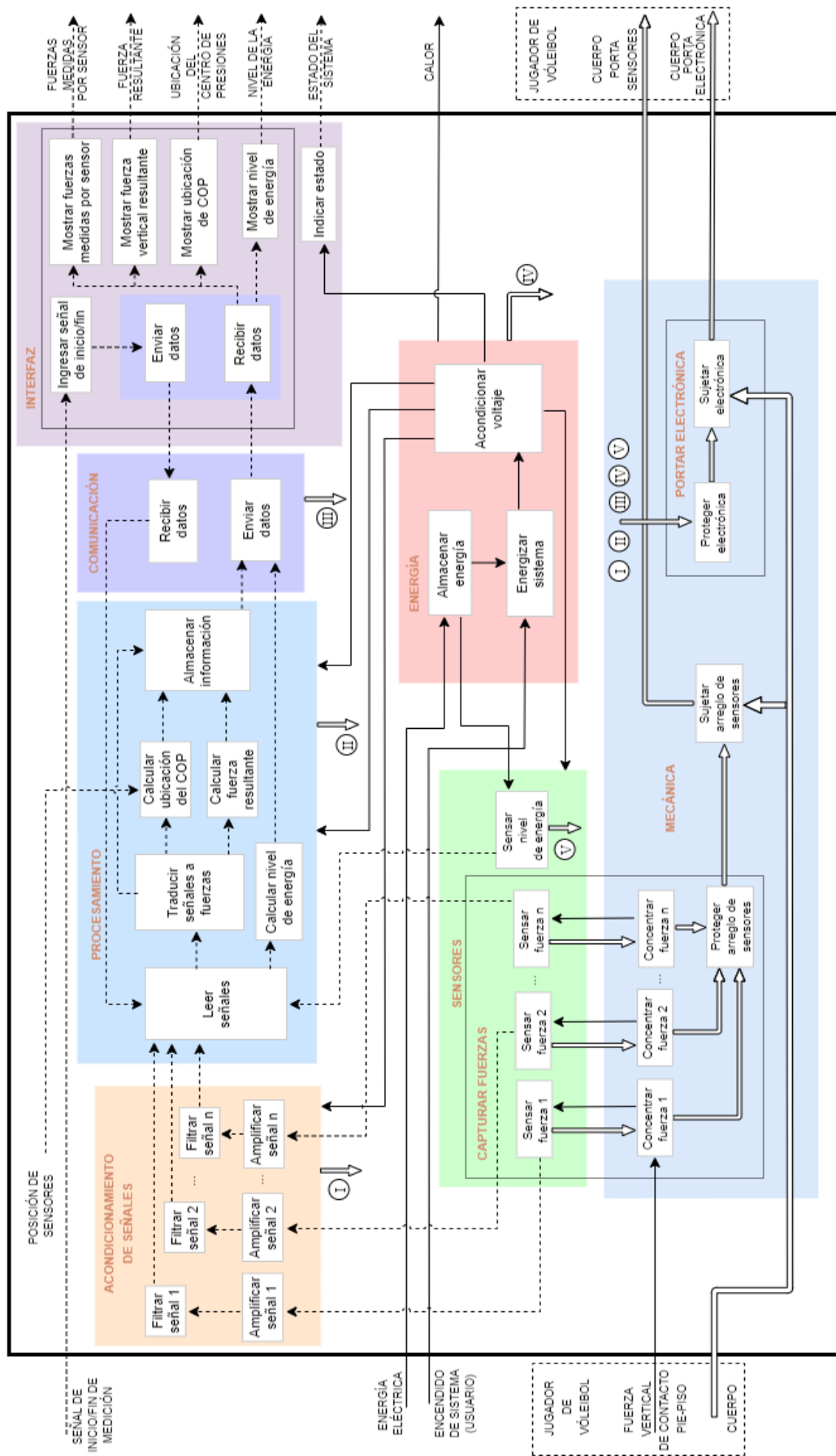


Figura 2.2. Diagrama de funciones del sistema.

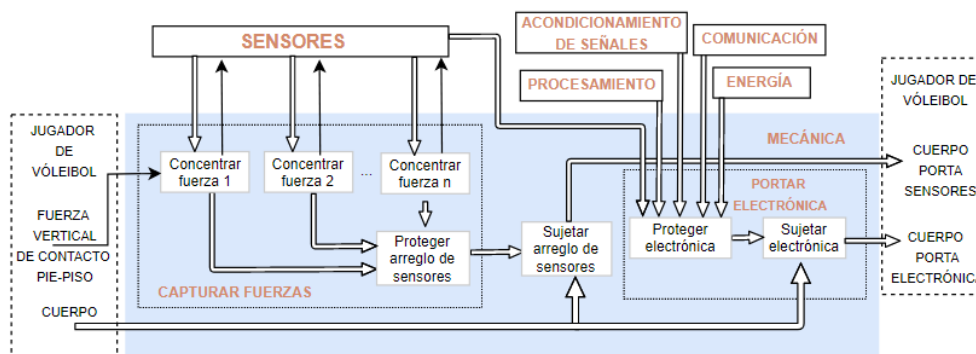


Figura 2.3. Bloque “Mecánica”

2.2.2. Bloque “Energía”

En este bloque, ver Figura 2.4, se muestra el flujo de la energía eléctrica. Primero se almacena la energía en una batería. Luego, al recibir la señal de encendido por parte del usuario, se energiza el sistema. Por último, se acondicionará el voltaje para ingresar a los bloques de sensores, acondicionamiento de señales, procesamiento, comunicación e interfaz.

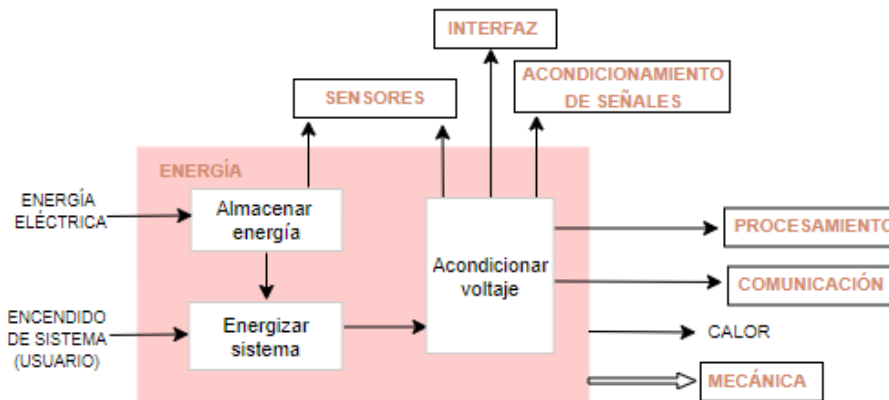


Figura 2.4. Bloque “Energía”

2.2.3. Bloque “Sensores”

En este bloque, ver Figura 2.5, se presentan los sensores que brindan información de la fuerza vertical de contacto pie-piso capturada en el bloque de mecánica, así como al sensor que se encargará de medir el nivel del voltaje de la batería. Las señales de salida se dirigen a la etapa de acondicionamiento de señales y al de procesamiento.

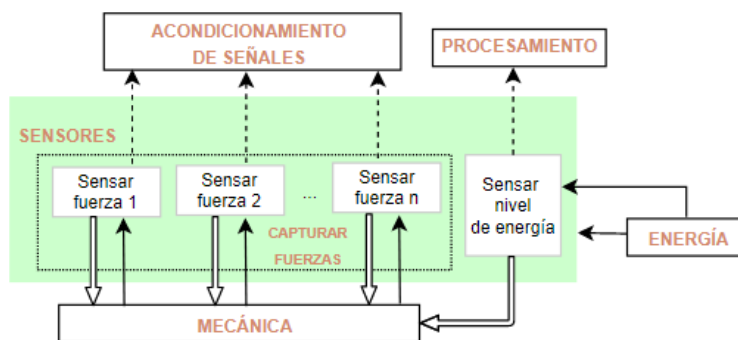


Figura 2.5. Bloque “Sensores”

2.2.4. Bloque “Acondicionamiento de señales”

En el presente bloque se hallan dos funciones, de amplificación de la señal proveniente de los sensores y de filtrado de estas. Cada uno de estos procesos se realiza por cada sensor como se observa en la Figura 2.6. Las señales de salida pasan al bloque de procesamiento.

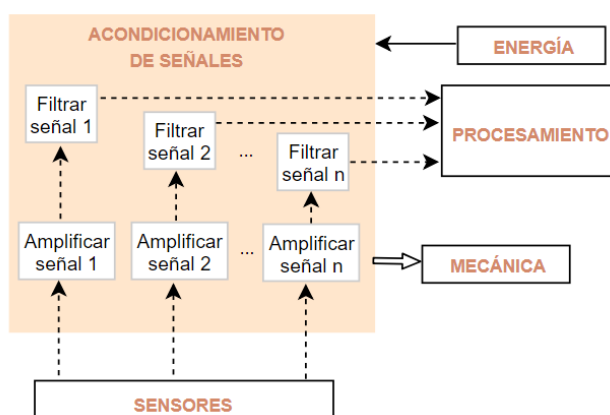


Figura 2.6. Bloque “Acondicionamiento de señales”

2.2.5. Bloque “Procesamiento”

En este bloque, ver Figura 2.7, primero se leen los datos provenientes del bloque de acondicionamiento de señales y del sensor que verifica el nivel de voltaje de la

batería. Posteriormente se los interpreta para obtener la información de las fuerzas de contacto pie-piso producidas por la persona en cada punto de medición. Luego, conociendo la ubicación de los sensores, se calcula la fuerza resultante y la ubicación del centro de presiones (COP). Por último, esta información es almacenada y enviada al bloque de comunicación.

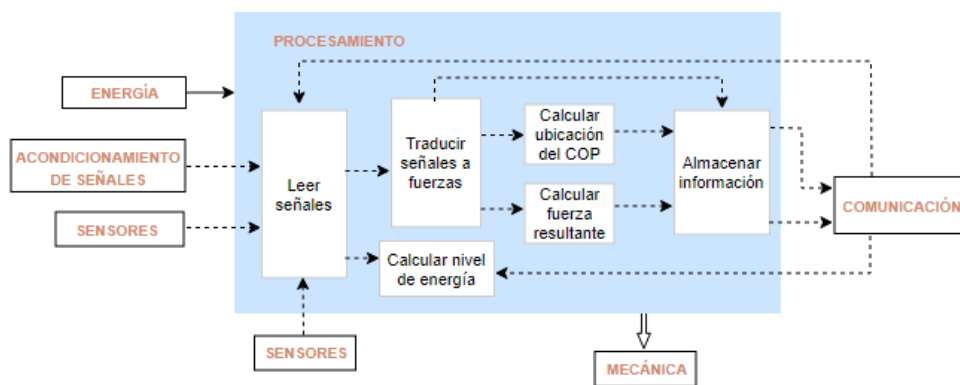


Figura 2.7. Bloque "Procesamiento"

2.2.6. Bloque "Comunicación"

En el bloque de comunicación, ver Figura 2.8, se transmite la información proveniente de la etapa de procesamiento a la interfaz, así como de esta al micro controlador.

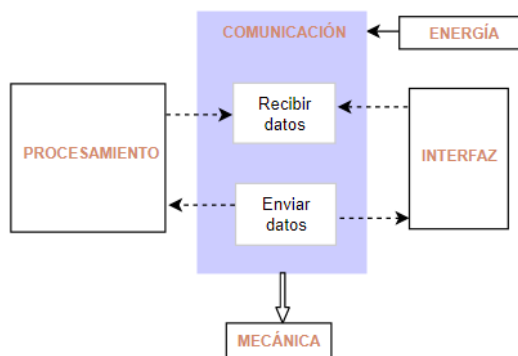


Figura 2.8. Bloque "Comunicación"

2.2.7. Bloque “Interfaz”

En el presente bloque, ver Figura 2.9, se aprecia que la información obtenida sobre las fuerzas medidas, fuerza resultante y ubicación del COP es mostrada al usuario. Asimismo, es en la interfaz donde el usuario envía la información para empezar la medición de fuerzas.

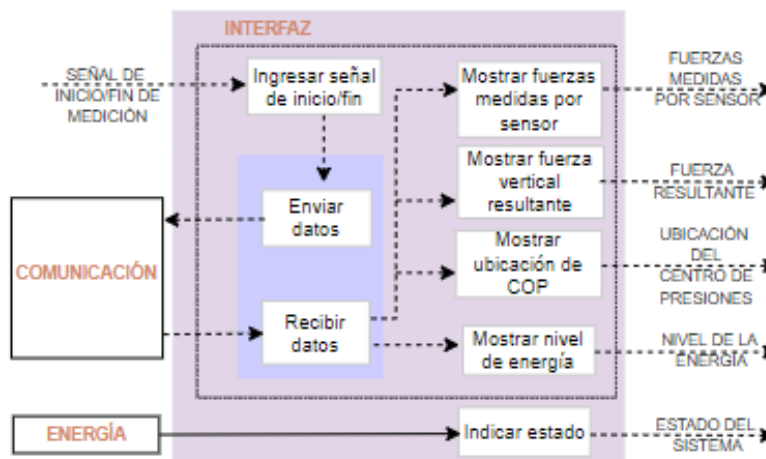


Figura 2.9. Bloque “Interfaz”

2.3. Matriz morfológica


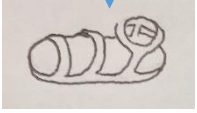

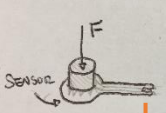
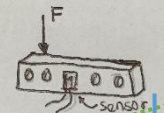
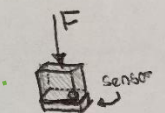

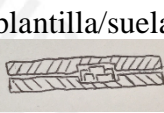

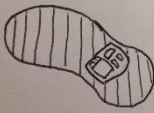
A continuación, se presentará una matriz morfológica con 3 alternativas diferentes para cada función de los bloques explicados anteriormente en la estructura de funciones. Así pues, se realizará una matriz por cada dominio.

Con este fin, se propondrán tres alternativas para cada función, para posteriormente obtener tres conceptos de solución para el sistema eligiendo una de cada opción. Estos conceptos serán analizados con más detalle en el punto 2.4.

Concepto de solución 1	
Concepto de solución 2	
Concepto de solución 3	









En la Tabla 2.1 se muestra la matriz morfológica correspondiente al dominio mecánico.


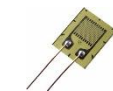


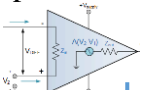
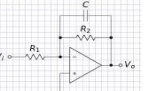
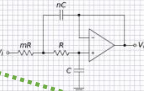





Tabla 2.1. Matriz morfológica del dominio mecánico.


Tipo	Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
MECÁNICA	Proteger arreglo de sensores	Por plantilla/suela 		
	Sujetar arreglo de sensores	En una suela 	En una plantilla 	
	Concentrar fuerzas	Puck 	Celda de carga 	Silicona 
	Proteger electrónica	Caja 	Por plantilla/suela 	
	Sujetar electrónica	En el cuerpo 	En plantilla/suela 	

Asimismo, en la Tabla 2.2 se muestra la matriz morfológica correspondiente a los dominios electrónico y de procesamiento.

Tabla 2.2. Matriz morfológica del dominio electrónico y de procesamiento.

Tipo	Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
ENERGÍA	Almacenar energía	Batería LiPo 	Batería Li-Ion 	Batería NiMh 
	Energizar componentes	Interruptor deslizable 	Interruptor tipo palanca 	Interruptor basculante 
	Acondicionar energía	LDO 	Step Up/Down 	

SENSORES	Medir fuerza	Sensor Barométrico 	Strain gauge 	Piezoresistivo 
	Medir nivel de energía	Conexión Directa (ADC del microcontrolador)	Módulo de Medición 	
ACONDICIONAMIENTO	Amplificar señales	Amplificador operacional 		
	Filtrar señales	Filtro de primer orden 	Filtro de segundo orden 	
PROCESAMIENTO	HARDWARE	Leer señales		
		Establecer fuerzas medidas	Bluno (Arduino +bluetooth) 	Stm32f103 
SOFTWARE	SOFTWARE	Calcular ubicación del COP		
		Calcular fuerza resultante	Redes Neuronales	Cálculos directos
COMUNICACIÓN	Enviar información	WiFi 	Bluetooth 	Radio Frecuencia 
	Recibir información			

INTERFAZ	Almacenar información	Memoria SD 	Base de datos 	
	Mostrar fuerzas medidas	Celular 	Computadora 	
	Mostrar fuerzas resultantes			
	Mostrar ubicación de COP			
	Indicar estado de sistema	Led's 	Pantalla LCD 	

2.4. Conceptos de solución

A continuación, se presentan tres conceptos de solución desarrollados en función de las alternativas desarrolladas en la matriz morfológica. Luego, se realiza un análisis técnico-económico para evaluar la solución óptima.

2.4.1. Concepto de solución 1

Esta solución, ver Figura 2.10, consiste en un conjunto de *strain gauges* los cuales estarán ubicados en celdas de carga con el fin de medir la deformación de estos al aplicarles una fuerza. Debido al tamaño considerable de las celdas de carga, estas se disponen en una suela que se monta en el pie de la persona utilizando unas correas. Las señales obtenidas por los sensores pasarán por una etapa de amplificación y de filtrado. Además, aprovechando el tamaño disponible de la suela, los componentes electrónicos como el microcontrolador stm32f103, baterías de LiPo, módulo Bluetooth y otros están ubicados dentro de la misma, permitiendo así que todo el sistema sea compacto. Asimismo, para calcular la FVC resultante y la ubicación del COP se utilizará un modelo de regresión lineal propuesto en [25]. Por último, se contará con la posibilidad de conectarse con una computadora que funcionará como interfaz donde se visualizarán toda la información medida y calculada por el sistema y donde esta se almacenará.

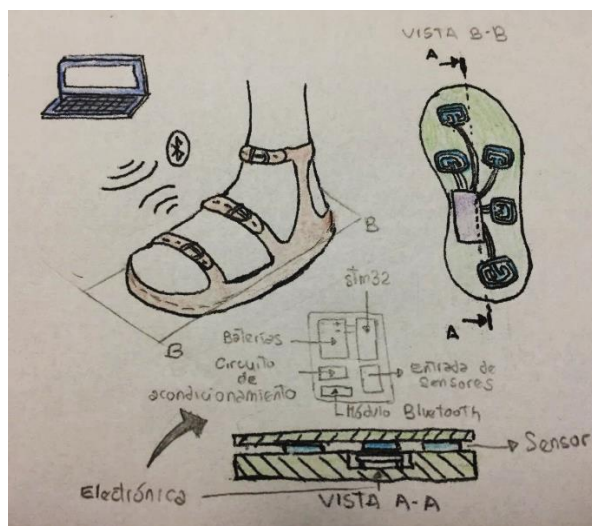


Figura 2.10. Concepto de solución 1

2.4.2. Concepto de solución 2

Esta solución, ver Figura 2.11, se basa en un arreglo de sensores piezoresistivos los cuales cambian su resistencia en función a la fuerza que se les aplique. Estos sensores se distribuyen en una plantilla donde se encuentran también concentradores tipo cilindro que permiten focalizar las FVC producidas en la planta del pie. Las señales obtenidas por los sensores pasarán por una etapa de amplificación y de filtrado. Además, los componentes electrónicos como el microcontrolador Bluno, baterías de Li-Ion y otros están ubicados en la pierna de la persona dentro de una carcasa que la proteja. Este concepto se basa un cálculo directo de la FVC resultante al sumar las fuerzas verticales medidas por cada sensor ya que, a diferencia de los artículos de investigación analizados donde los sensores tienen contacto directo con el suelo o pie, los concentradores de fuerzas funcionan como columnas en donde la fuerza aplicada se distribuye. Por último, se cuenta con la posibilidad de conectarse con un dispositivo celular que funcionará como interfaz donde se visualiza toda la información medida y calculada por el sistema y donde esta se almacena.

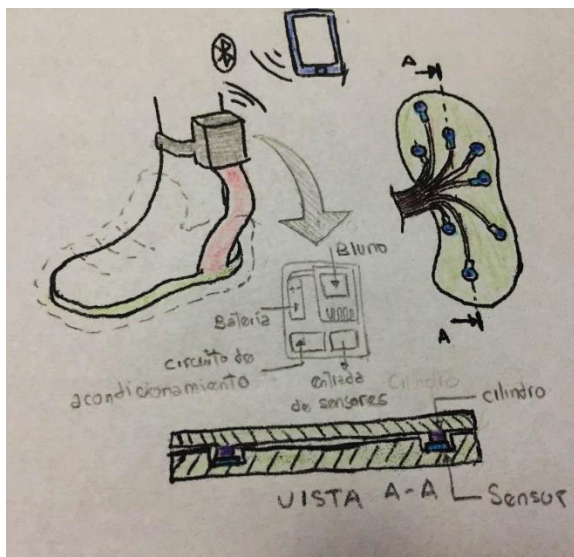


Figura 2.11. Concepto de solución 2

2.4.3. Concepto de solución 3

Esta solución, ver Figura 2.12, se basa en un conjunto de sensores barométricos ubicados en una plantilla los cuales miden la presión generada en la silicona que lo recubre producto de las fuerzas aplicadas en su superficie. Las señales obtenidas por los sensores pasarán por una etapa de amplificación y de filtrado. Además, los componentes electrónicos como el microcontrolador *BeagleBone*, baterías de NiMh, módulo WiFi y otros están ubicados en la zona del tobillo de la persona dentro de una carcasa. También, aprovechando la capacidad de procesamiento del *BeagleBone* se utilizarán redes neuronales, como lo propusieron Seon Choi et al. [16], para calcular la FVC resultante y la ubicación del centro de presiones. Por último, toda la información medida y calculada por el sistema se almacena en una memoria SD y se muestra en un celular.

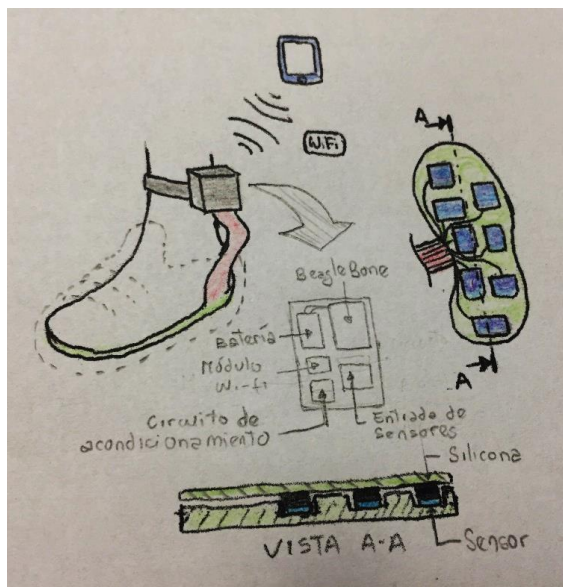


Figura 2.12. Concepto de solución 3

2.5. Evaluación técnico-económica

En base al método VDI 2225 se plantea una evaluación técnico-económica. Con este fin se proponen dos tablas, una donde se realiza el análisis técnico, ver Tabla 2.3, y otra donde se realiza el análisis económico, ver Tabla 2.4. En ellas se presentan criterios de evaluación con un determinado peso en función de su importancia y a cada uno se le asigna un puntaje. Posteriormente, el puntaje de cada evaluación se compara el puntaje de cada solución con el puntaje ideal con el fin de obtener la solución óptima.

2.5.1. Evaluación técnica

En esta sección se realiza la evaluación técnica de cada solución utilizando una escala de valores de 0 a 4 según VDI 2225, como se observa en la Tabla 2.3. Los criterios técnicos se relacionan con la lista de exigencias planteada en el capítulo anterior.

Tabla 2.3. Evaluación técnica.

EVALUACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO VALOR TÉCNICO (Xi)										
p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225) 0 = No satisface, 1 = Apenas satisface, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Excelente (Ideal) g: peso ponderado en función de la importancia de los criterios de evaluación										
No.	Criterios técnicos	g	Conceptos de solución							
			C.S. 1		C.S. 2		C.S. 3		C.S. ideal	
			p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
	Función principal	4	3	12	3	12	3	12	4	16
	Peso	4	2	8	3	12	3	12	4	16
	Seguridad	4	2	8	3	12	3	12	4	16
	Ergonomía	4	2	8	3	12	3	12	4	16
	Fabricación	3	1	3	2	6	2	6	4	12
	Mantenimiento	3	3	9	3	9	2	6	4	12
	Puntaje máximo Σgp			48		63		60		88
	Valor técnico Xi			0.55		0.72		0.68		1
	Orden			3		1		2		

2.5.2. Evaluación económica

De igual manera, en esta sección se realiza la evaluación económica de cada solución utilizando la misma escala de valores, como se aprecia en la Tabla 2.4. Los criterios económicos se relacionan con la lista de exigencias planteada en el capítulo anterior.

Tabla 2.4. Evaluación económica.

EVALUACIÓN DEL SISTEMA MECATRÓNICO VALOR ECONÓMICO (Yi)										
p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225) 0 = No satisface, 1 = Apenas satisface, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Excelente (Ideal) g: peso ponderado en función de la importancia de los criterios de evaluación										
No.	Criterios económicos	g	Conceptos de solución							
			C.S. 1		C.S. 2		C.S. 3		C.S. ideal	
			p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
	Costo de materiales	4	2	8	3	12	2	8	4	16
	Repuesto de piezas	3	3	9	2	6	2	6	4	16
	Costo mantenimiento	4	3	12	3	12	2	8	4	12
	Puntaje máximo Σgp			29		30		22		44
	Valor económico Yi			0.66		0.68		0.5		
	Orden			2		1		3		

Se muestra en la Figura 2.13 los resultados de las tablas presentadas anteriormente. Se elige como solución óptima al concepto de solución que más se aproxime a la recta y estaba más cerca al punto con coordenadas (1,1). Se aprecie del gráfico que el concepto de solución ganador fue el segundo concepto.

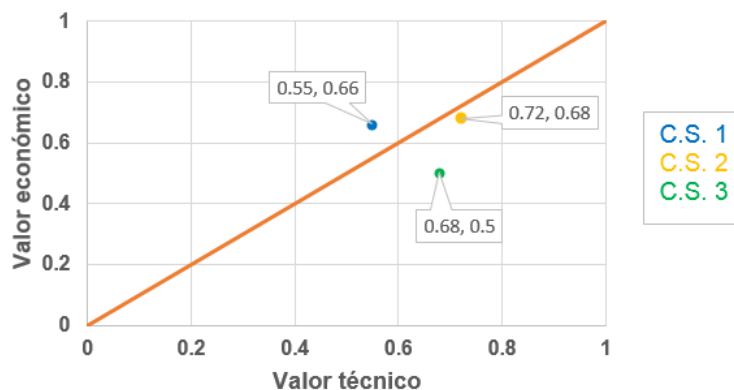


Figura 2.13. Análisis técnico-económico

3. DISEÑO DEL WEARABLE

En el presente capítulo se realiza el desarrollo de la solución óptima en base al análisis realizado en el capítulo anterior. En primer lugar, se presenta la integración del sistema propuesto. Posteriormente, se detalla la parte mecánica donde se presentan los principales cálculos realizados y los planos de ensamble que correspondan. Seguidamente, se describe la parte electrónica del *wearable* que comprende el diagrama de bloques, el diagrama esquemático y el detalle de la selección de componentes. Se debe mencionar que las hojas de datos de los componentes seleccionados se encuentran en el Anexo D. Por último, se presenta el diagrama de flujo del sistema y se describe el software de procesamiento de los datos.

3.1. *Wearable* para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso

3.1.1. Integración

En la Figura 3.1 se muestra el sistema integrado, el mismo que está compuesto con 3 partes principales: una plantilla de calzado con sensores de fuerza integrados en ella, una carcasa que contiene los componentes electrónicos y un celular que cumple con la función de interfaz gráfica para la visualización de los datos obtenidos.

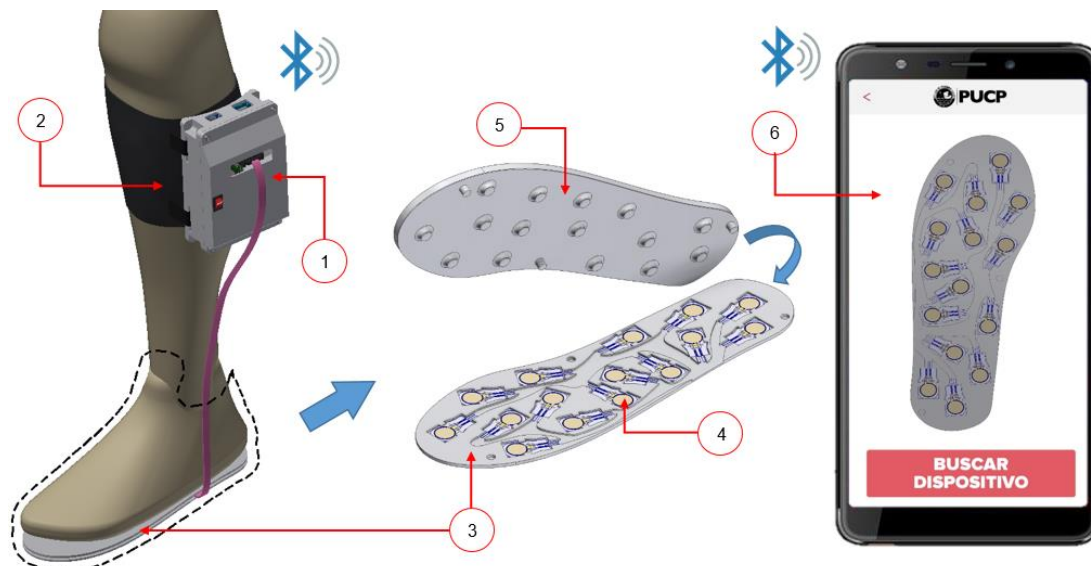


Figura 3.1. *Wearable* para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso.

La carcasa con los componentes electrónicos (1) se monta en la pierna del usuario por medio de cintas elásticas con velcro (2) para proporcionar una sujeción firme. Por otro lado, la plantilla está conformada por una capa inferior (3) donde se posicionan los 15 sensores de fuerza (4) y una capa superior (5) con concentradores, que está en contacto con el pie de la persona. Se eligió este número de sensores ya que se trató de cubrir la mayor cantidad de área del pie y se tomó como referencia la plantilla desarrollada en [25]. Por último, se envía la información de las FVC medidas por cada sensor, de la FVC resultante y de la posición del COP, a un celular (6) mediante comunicación *Bluetooth*, y se muestra dicha información en una aplicación que debe tener instalada.

Adicionalmente, se muestra en la Figura 3.2 el detalle de la carcasa que contiene los componentes electrónicos. En ella se puede observar que se tiene como fuente de alimentación a una batería de Litio-Ion (3) de 3.7 V. Dado que el voltaje de funcionamiento de todos los componentes es de 5 V, se utiliza un elevador de voltaje (5) para obtener este voltaje. La salida del elevador se conecta a la tarjeta de acondicionamiento de señales (2) por medio de un conector AK 500 de dos entradas (8). Esta tarjeta está compuesta por amplificadores operacionales, resistencias y condensadores con el fin de filtrar y amplificar las señales de los sensores. Así también, para permitir el paso de la corriente de la batería al sistema se cuenta con un interruptor basculante (4).

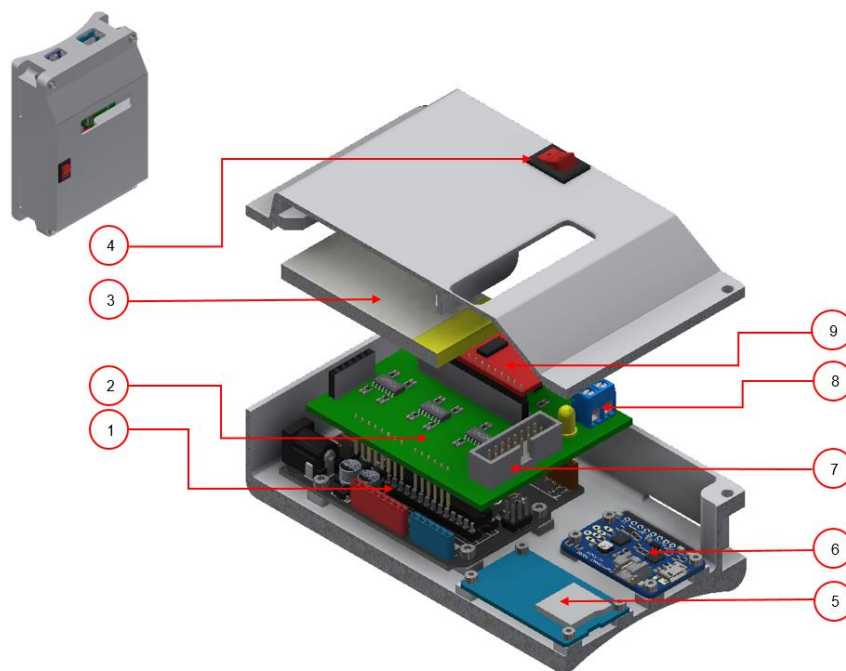


Figura 3.2. Componentes electrónicos del *wearable*.

Al encender el *wearable* y al conectar los 15 sensores de fuerza ubicados en la plantilla por medio de un conector de 16 entradas (7), el microcontrolador Bluno (1) espera la señal de inicio del usuario proveniente de la interfaz gráfica para comenzar con la adquisición de datos. Dado que son 15 señales que debe leer el microcontrolador, se utiliza un multiplexor (9) y de esta manera un único pin analógico para la medición de las señales es utilizado. Por último, las fuerzas verticales de contacto medidas, así como la fuerza vertical resultante y la posición del centro de presiones calculadas son almacenadas en una memoria micro SD utilizando un módulo (5) de lectura y escritura.

El elemento del sistema donde se mostrará los datos medidos y calculados será un celular el cual debe tener instalada la aplicación desarrollada. Esta aplicación permitirá adicionalmente al usuario interactuar con el sistema. Esto permitirá conectarse de manera inalámbrica con el dispositivo, iniciar o detener la medición, observar datos de forma simultánea a la obtención de estos.

3.2. Cálculos iniciales para el diseño

En esta sección se detallan los cálculos necesarios para el diseño del *wearable* para medición dinámica. En base a los resultados obtenidos se determinará la fuerza que deben medir los sensores.

3.2.1. Fuerza vertical máxima resultante

Como se ha visto en la sección 1. Introducción, el gesto técnico de la recepción baja básica del balón en el vóleybol involucra diversas etapas desde el momento que el balón es lanzado por el equipo contrario hasta que es dirigido hacia el armador. La FVC generada en este gesto fue analizada en el proyecto “Caracterización biomecánica del movimiento asociada a la técnica de recepción en el vóley categoría juvenil damas”. En un ensayo, donde participaron 3 jugadoras de voleibol de la selección de la Pontificia Universidad Católica del Perú, se encontró que la mayor fuerza vertical fue aproximadamente 1.9 veces el peso de la persona como se aprecia en la Figura 3.3 [28].

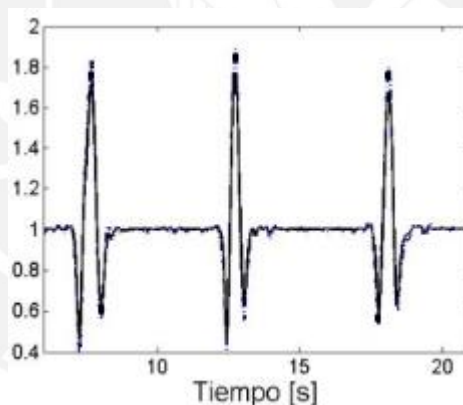
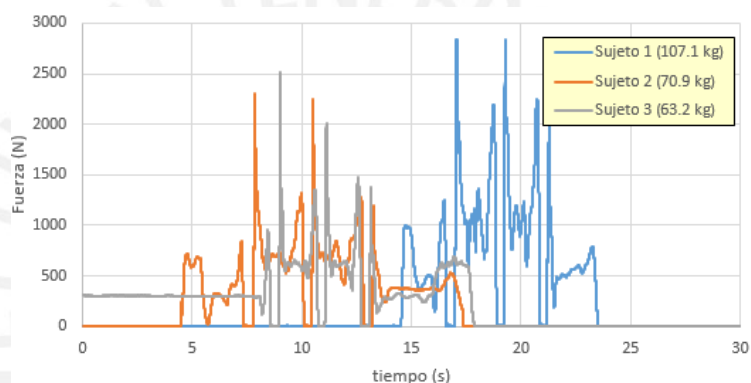


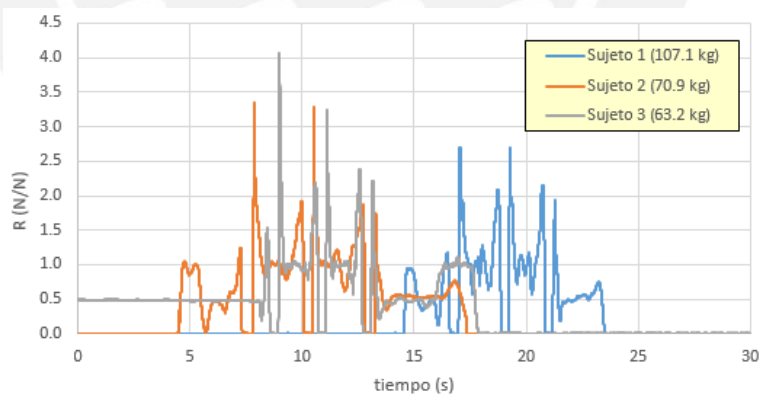
Figura 3.3. Fuerza vertical de contacto pie-piso / peso de la deportista en función del tiempo.
Fuente: [28].

Las pruebas realizadas para obtener dichos resultados emplearon plataformas de fuerza. Ergo, la deportista permaneció dentro del área de medición de estas; es decir, no se desplazó como en un partido real de voleibol. Es por ello que se decide evaluar si existen otros movimientos en los cuales se generen fuerzas que comparadas con el peso de la persona sean mayores a la mencionada anteriormente. Con ese propósito, se realizaron pruebas en donde tres personas con masas de 63.2 kg, 70.9 kg y 107.1 kg,

simularon diversos tipos de movimientos que se podrían realizar durante un partido de voleibol para evaluar las fuerzas producidas. Se encontró que se produce una mayor fuerza vertical de reacción durante la caída en un pie luego de un salto realizado por ambas piernas. En la Figura 3.4 (a), se puede observar el valor de fuerza vertical durante la prueba; la Figura 3.4 (b) presenta la relación entre la dicha fuerza y el peso de la persona R. Para cada persona mencionada anteriormente, los valores máximos de R son 4.06, 3.35 y 2.70 respectivamente. Si bien 4.06 fue el mayor valor encontrado, durante esta prueba se obtuvo una fuerza mucho menor que en la que se obtuvo 2.70, el mínimo de los 3. Es por ello que se considerará entonces un valor promedio de esos tres el cual es 3.4.



(a)



(b)

Figura 3.4. Análisis de fuerza con plataformas de medición durante salto con dos pies y caída en uno.

(a) Fuerza vertical vs tiempo (b) Relación R entre fuerza vertical y peso de la persona vs tiempo.

De esta manera, teniendo en consideración que la masa del jugador es 80 kg según lo establecido en la lista de requerimientos, la fuerza total que debe medir el *wearable* se calcula según la Ecuación 3.1.

$$F_{max} = 3.4 m_j g, \quad (3.1)$$

donde g (m/s^2) es la aceleración de la gravedad y m_j (kg) es la masa del jugador. Así pues, F_{max} tiene un valor de 2668.32 N.

3.2.2. Fuerza máxima de medición por sensor

Entonces, como el número de sensores piezoresistivos es igual a quince asumiendo que estos soportan una carga máxima uniforme, la fuerza medida por cada sensor sería igual a la fuerza máxima total dividida entre quince. Este procedimiento se describe en la Ecuación 3.2.

$$F_{sensor} = \frac{F_{max}}{N}, \quad (3.2)$$

donde N es el número de sensores utilizados, F_{max} (N), la fuerza total a medir y F_{sensor} (N) la fuerza máxima que tendrá que medir cada sensor que equivale a 177.8N. Sin embargo, para considerar el caso en el cual F_{max} no se distribuya uniformemente en toda la plantilla, sino que se ubique en las zonas más críticas como el talón o en la bola del pie. En estos casos, el número de sensores que realizarían la medición sería como mínimo la tercera parte del total, es decir solo 5 sensores recibirían toda la fuerza ejercida por la persona. Es por ello que se multiplica por un factor de 3 a la fuerza F_{sensor} , lo que resulta en valor igual a 533.4 N.

3.2.3. Diámetro de concentradores de fuerza

Como se describirá posteriormente en la sección de diseño electrónico, el sensor que puede registrar información de la magnitud F_{sensor} máxima es el *FlexiForce A301*. Para este sensor, el fabricante recomienda el uso cilindros como concentradores de fuerza para una mejor medida. Asimismo, el área recomendada de este concentrador debe ser aproximadamente el 70 % del área de medición del sensor. Entonces,

$$D_{puck} = \sqrt{(70\%A_{sens}) \frac{4}{\pi}}, \quad (3.3)$$

donde D_{puck} (mm) es el diámetro del concentrador de fuerzas y A_{sens} (mm²) es el área de medición del sensor Flexiforce A301. Según la hoja de datos del sensor, esta tiene un valor de 71.33 mm². De la Ecuación 3.3 se obtiene que el diámetro del cilindro debe ser igual a 6.7 mm.

3.2.4. Ubicación de los concentradores de fuerza

La ubicación de los concentradores de fuerzas se determina en función a la presión ejercida en la planta del pie. Como se ha visto en la revisión bibliográfica, existen áreas donde se debe enfocar el análisis de fuerzas verticales de contacto ya que son en estas donde debido a la anatomía del pie se producen los valores de fuerza o presión más altos por ejemplo el talón o la zona de la bola del pie. En la Figura 3.5 se muestran las sub-áreas anatómicas analizadas en [23], en base a ellas y a la distribución propuesta en [25], se distribuyen los concentradores de fuerzas en toda el área del pie como se muestra en la Figura 3.6.

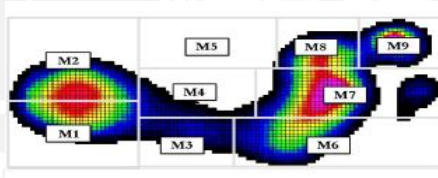


Figura 3.5. Sub-áreas anatómicas del pie. Fuente: [23].

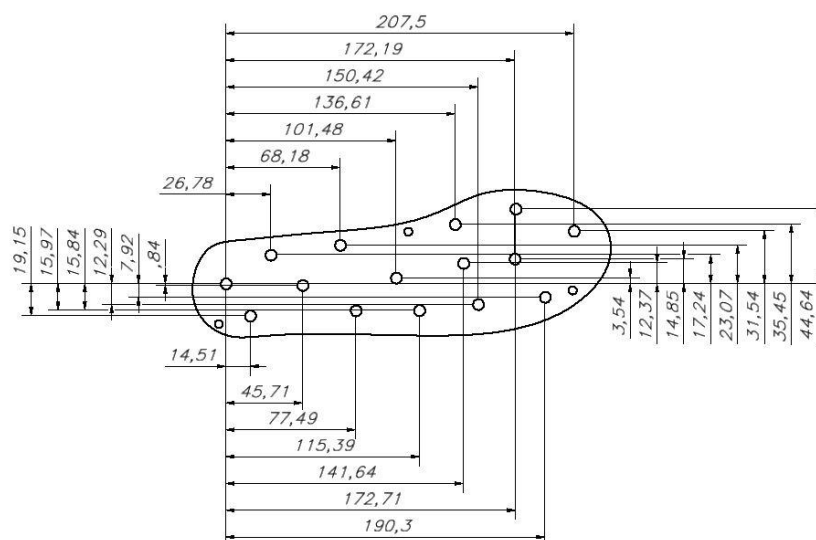


Figura 3.6. Posición de los concentradores en la plantilla.

3.3. Diseño mecánico

3.3.1. Plantilla para medición de fuerzas verticales de contacto

a. Selección del material de la plantilla

Al conocer la dimensión del diámetro del concentrador y la fuerza que debe soportar, se procede a seleccionar el material de la plantilla. Este material debe sea capaz de soportar la fuerza ejercida y retornar a sus dimensiones originales al retirar dicha fuerza. Asimismo, para facilitar al usuario la inserción y extracción de la plantilla del calzado, esta debe ser flexible. Un material que posee dichas características es el TPU 95A, pues además de ser flexible posee también alta resistencia al desgaste y al impacto. Por último, este material puede ser utilizado como material para impresión 3D lo que permitiría una rápida fabricación.

Para comprobar que el TPU 95A resista la carga calculada, se diseñó y fabricó una probeta con las dimensiones del concentrador de fuerza y se realizaron pruebas en una máquina de ensayos marca TEST RESOURCES, como se observa en la Figura 3.7. De dichos experimentos, se observó que el material TPU 95A puede soportar la fuerza calculada sin mayor dificultad y recupera su forma original cuando se le retira la fuerza. No obstante, se encontró que para una fuerza vertical de 400 N aproximadamente, el concentrador se comprime al máximo como se aprecia en la Figura 3.8. Por lo tanto, se podría considerar a 350 N como la máxima fuerza físicamente medible, pues a esta magnitud el concentrador pierde sus propiedades físicas para las cuales fue diseñado. Sin embargo, en los cálculos para el diseño electrónico se continuará considerando los 533 N calculados inicialmente como fuerza máxima. Cabe resaltar que la altura del concentrador fue seleccionada según el criterio de que no sea muy grande como para que haga muy voluminosa la plantilla y que no sea muy pequeña como para que se comprima totalmente a una fuerza baja.

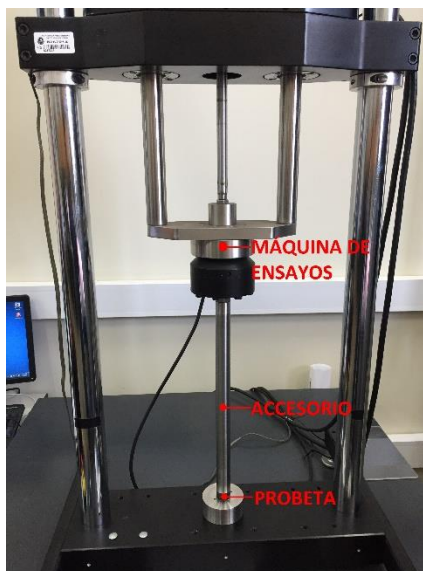


Figura 3.7. Máquina de ensayos con probeta.



Figura 3.8. (a) Probeta sin carga, (b) probeta comprimida a 400 N.

b. Refuerzo rígido de la plantilla

Si bien la flexibilidad del material seleccionado representa diversas ventajas en relación a la comodidad de uso para el usuario, la desventaja de utilizar un material semiflexible es que la plantilla se deforma en secciones donde los sensores no están ubicados, lo que hace que el valor de la FVC resultante medida no sea la misma que la aplicada. Luego, como se ve en la Figura 3.9 (a), se decidió utilizar un material rígido como el PLA (negro) junto con el TPU (gris). El PLA, o ácido poliláctico, es un material termoplástico usado en la manufactura digital. Se dividió el PLA en dos secciones para permitir el movimiento libre del pie. El eje por donde se divide ambas secciones viene dado por el eje de la articulación metatarsofalángica (MPJ, por sus siglas en inglés) que se ubica a una inclinación de 12 grados con respecto a la línea

perpendicular que se encuentra a una distancia aproximada igual a el 73 % de la longitud de la línea que une el talón con la cabeza del segundo metatarsiano [29], ver Figura 3.9 (b).

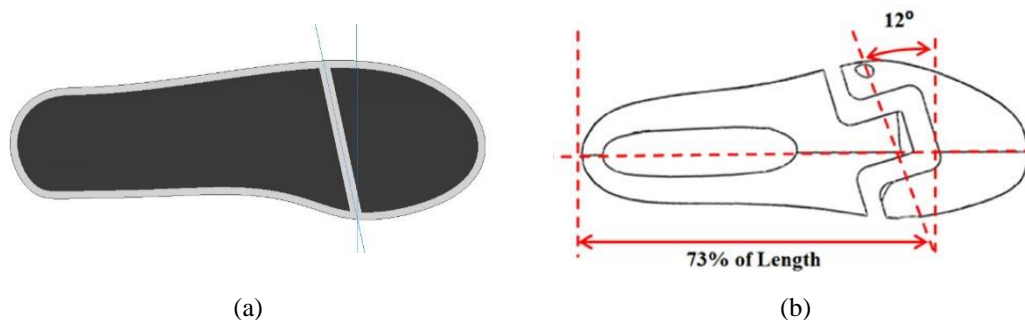


Figura 3.9. (a) Modelado del refuerzo rígido, (b) ubicación del eje del MPJ. Fuente: [29]

c. Modelado de la plantilla

El *wearable* para medición dinámica se basa en una plantilla con dos capas. En la inferior se ubican los sensores y los cables, y en la superior se ubican los concentradores de fuerzas. Esta capa cumple además con la función de proteger a la inferior y contiene también al refuerzo rígido. En la Figura 3.10 (a) se observa la plantilla con los espacios para la ubicación de los sensores y de los cables que van soldados a ellos. Los agujeros ubicados en los extremos permiten el ensamblaje con la parte superior de la plantilla.

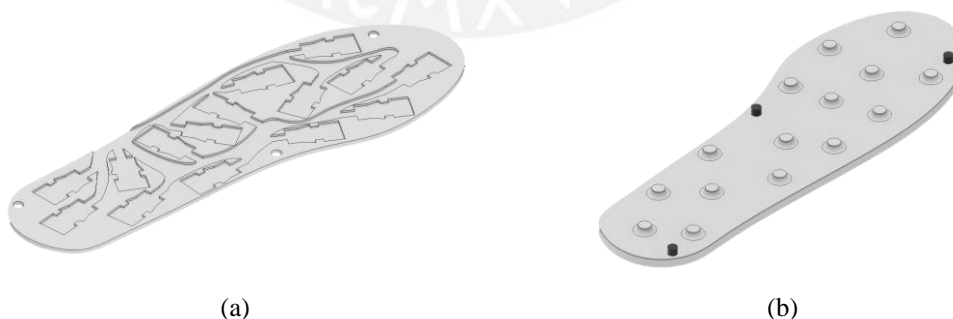


Figura 3.10. Modelo 3D de la plantilla: (a) capa inferior y (b) capa superior.

Asimismo, en la Figura 3.10 (b) se observa la capa superior de la plantilla que se encuentra rotada 180° para una mejor visualización. En ella se encuentran los cilindros

que concentrarán la fuerza en el sensor cuyos diámetros fueron calculados en la sección 3.2. Los cilindros de color negro cumplen otra función, la de ensamblar ambas capas e impedir el movimiento relativo a ellas.

d. Planos de ensamble

En la Figura 3.11 se muestra la vista isométrica con líneas ocultas de la plantilla. Se aprecia en dicha imagen la distribución de los 15 sensores en toda el área. Las dimensiones de la plantilla corresponden a una talla comercial 39 de calzado para varones.



Figura 3.11. Vista isométrica de la plantilla.

Se puede observar en la Figura 3.12 la vista lateral del ensamble de las capas superior (3) e inferior (1) de la plantilla. Las vistas de detalle son presentadas en la Figura 3.13. Las capas se ensamblan mediante los cilindros ubicados a los extremos como se observa en el Figura 3.13 (a). En este detalle se observa también el refuerzo rígido dentro de la capa superior de la plantilla. Asimismo, se aprecia en el Figura 3.13 (b) que los concentradores se posicionan encima de los sensores. Por último, se observa que la altura de toda la plantilla es de 9.01 mm.

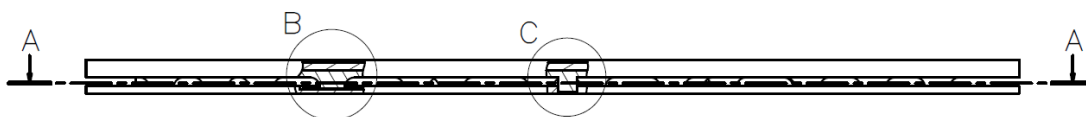


Figura 3.12. Vista lateral de la plantilla.

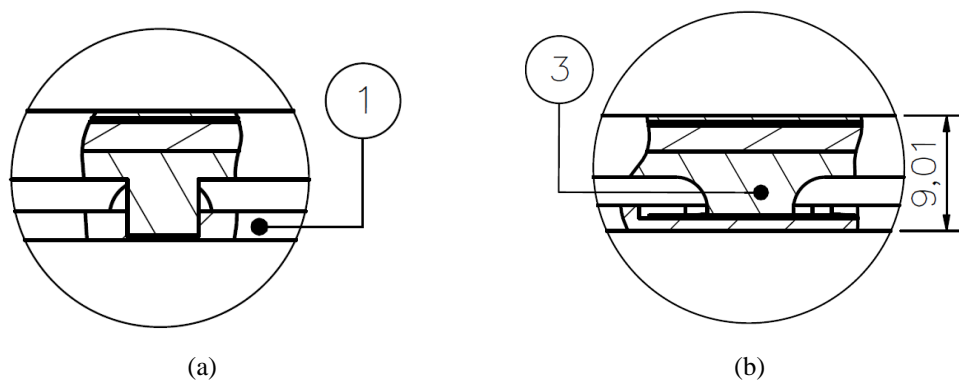


Figura 3.13. Vistas de detalle de la plantilla: (a) Detalle C y (b) Detalle B.

En la Sección A-A, ver Figura 3.14, se observan los sensores posicionados en la capa inferior de la plantilla. Además, se distingue que los concentradores de fuerzas son concéntricos con el área de medición de cada sensor (2).

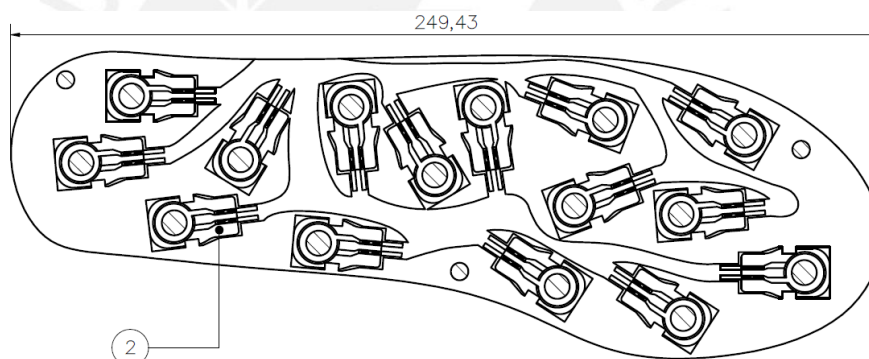


Figura 3.14. Sección A-A de la plantilla.

3.3.2. Carcasa electrónica

a. Selección del material de la carcasa

La carcasa que alberga los componentes electrónicos se ubica en la zona del muslo del jugador de vóleybol. Esta carcasa se ajustará utilizando una cinta elástica de neopreno y velcro. El material con el cual se fabricará la carcasa será de PLA pues este material es utilizado en la impresión 3D, la cual permite la fabricación de figuras complejas.

b. Modelado de la carcasa

La carcasa es diseñada tomando en consideración los componentes que se encontrarán dentro de ella. En ese sentido, se observa en la Figura 3.15 (a) la tapa de la carcasa en la cual irá ubicada la batería. Asimismo, en la Figura 3.15 (b) se aprecia la base de la carcasa. Se visualiza además que existen unos toques con agujeros en el medio. Gracias a estos se podrán sujetar los diferentes componentes electrónicos con tornillos.

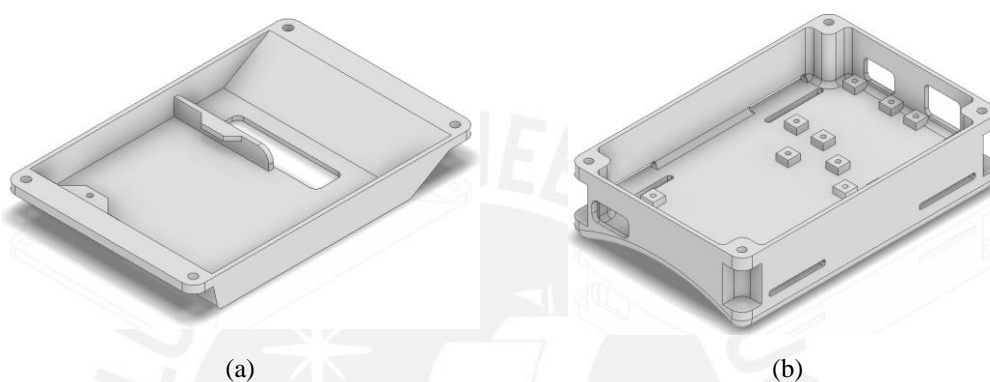


Figura 3.15. Modelo 3D de la carcasa: (a) tapa y (b) base.

c. Elemento de sujeción de la carcasa

El sujetador cumple con la función de fijar la carcasa con la electrónica en la pierna de la persona. Este sujetador será fabricado de una tela suave con el fin de no irritar la piel del usuario. Adicionalmente, para poder adaptarse a las diversas dimensiones de la pierna de la persona, se contará con una tela elástica, neopreno, en las extensiones de apriete. Por último, estas extensiones tendrán velcro para permitir una firme sujeción. En la Figura 3.16 se muestra las partes principales del sujetador.



Figura 3.16. Sujetador de tela.

d. Planos de ensamble

Se presenta en la Figura 3.17 la vista isométrica de la carcasa que contendrá los componentes electrónicos requeridos por el sistema. En las Figuras 3.18 (a) y 3.18 (b) se presentan las vistas superior y frontal del ensamble de la tapa de la carcasa (9), la base (1) y componentes electrónicos. Estos componentes corresponden a la tarjeta de adquisición de datos (6), el módulo SD (3), el *PowerBoost* (4) y el interruptor (8).

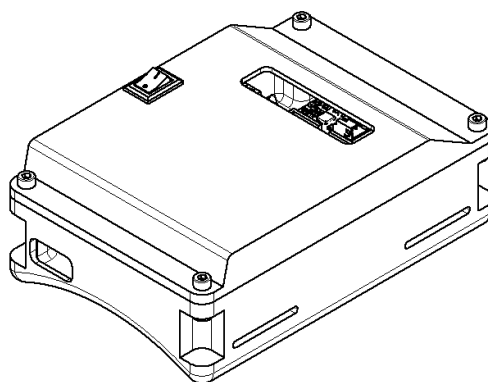


Figura 3.17. Vista isométrica de la carcasa electrónica.

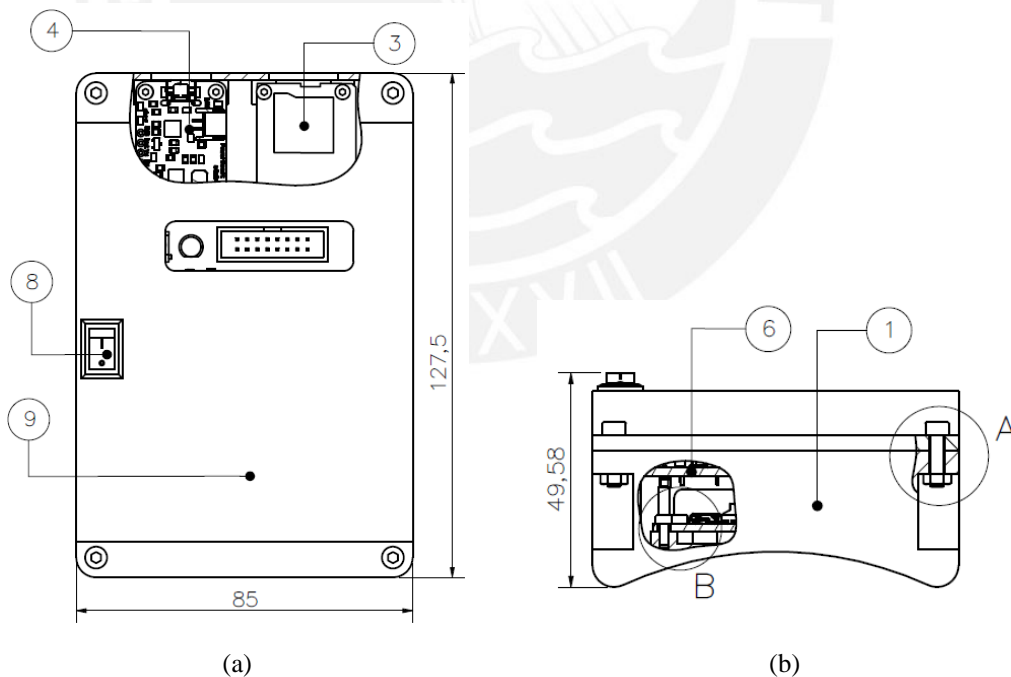


Figura 3.18. (a) Vista superior y (b) vista frontal de la carcasa electrónica.

En el detalle A, ver Figura 3.19 (a), se observa el tornillo (10) y la tureca (11) entre la tapa y la base de la carcasa electrónica. Asimismo, en el detalle B, ver Figura 3.19, se aprecia como el microcontrolador Bluno (2) se acopla a la base de la carcasa también con un tornillo (5).

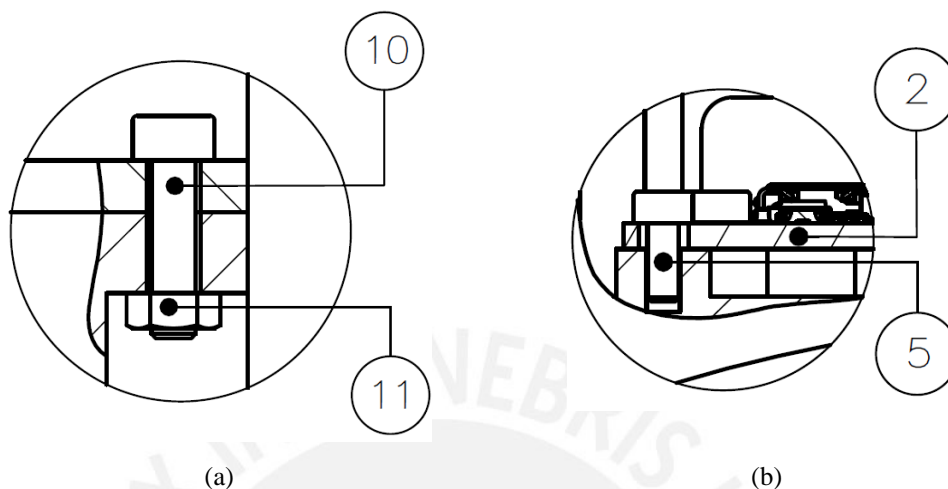


Figura 3.19. Vistas de detalle de la carcasa: (a) Detalle A y (b) Detalle B.

3.4. Diseño eléctrico-electrónico

3.4.1. Diagrama de bloques

En la Figura 3.20, se muestra el diagrama de bloques del *wearable* de medición dinámica. El diagrama está compuesto por 6 unidades: la unidad de sensores de fuerza, la unidad de adquisición de datos, la unidad de almacenamiento de datos, la unidad de suministro de energía, el microcontrolador, y por último la interfaz de usuario. La primera está conformada por los 15 sensores Flexiforce A301 que brindarán información de las fuerzas verticales de contacto pie-piso. Estos sensores van conectados al circuito de acondicionamiento de señales de la unidad de adquisición de datos. Este circuito está compuesto por amplificadores operacionales, resistencias y condensadores. Las señales provenientes de los sensores se conectan a las entradas de un multiplexor de 16 canales. El microcontrolador Bluno selecciona el canal de entrada utilizando pines digitales y posteriormente lee la información de la salida del multiplexor mediante un pin analógico que funciona como ADC (*Analog to Digital Converter*). Para almacenar la información medida y procesada en una memoria SD se requiere de un módulo integrado que se comunica con el microcontrolador mediante

el estándar de comunicación SPI (*Serial Peripheral Interface*). Además, dicha información es enviada por *Bluetooth* a un teléfono celular para que pueda ser visualizado por el usuario. Por último, la unidad de suministro de energía está compuesta por una batería de Litio-Ion de 3.7 V y 1400 mAh, un elevador de voltaje *PowerBoost 1000C* y un interruptor basculante. El elevador de voltaje brinda como salidas un voltaje de 5 V y una señal digital que indica el estado de la batería.

3.4.2. Componentes eléctrico-electrónicos

En esta sección se detalla la selección de componentes electrónicos del *wearable* sustentado en los cálculos correspondientes.

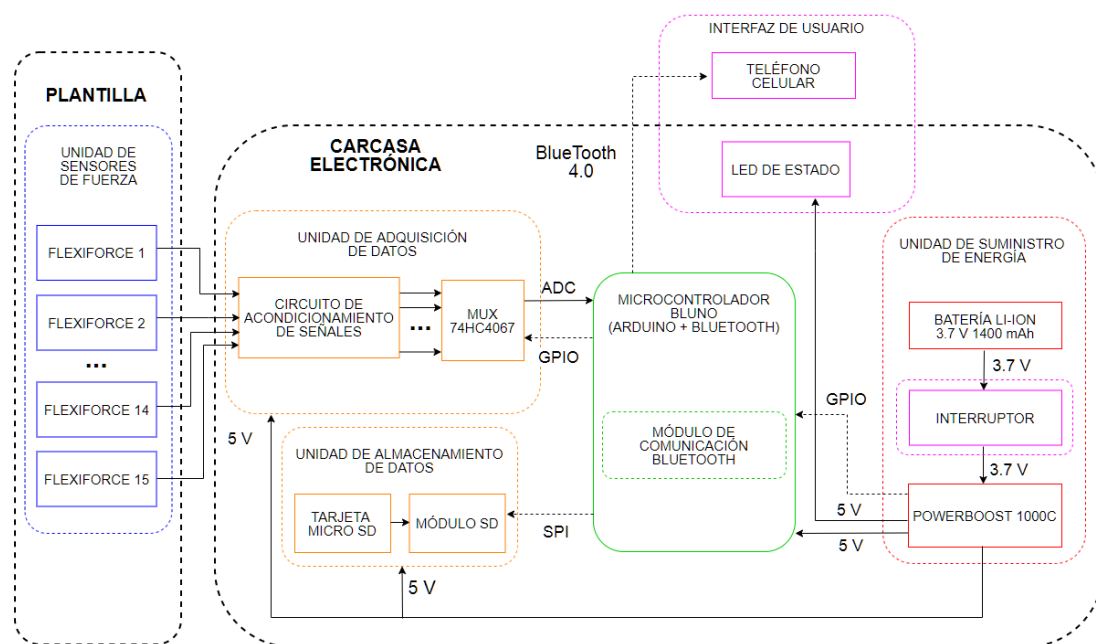


Figura 3.20. Diagrama de bloques del *wearable* de medición dinámica




a. Sensores de fuerza

Los sensores FSR (*Force Sensitive Resistors*) se encargarán de obtener información correspondiente a la fuerza vertical de contacto pie-piso ejercida por el jugador de vóley durante el gesto técnico de la recepción del balón. De la lista de requerimientos presentada en el Capítulo 2 de la presente tesis, se tiene que la fuerza

máxima que por lo menos debe medir el sistema es de 3.4 veces el peso del jugador. Además, de los cálculos realizados en la sección 3.2, la fuerza máxima que debe leer cada sensor es de 533.4 N.

A continuación, en la Tabla 3.1 se presentan las principales marcas comerciales de FSR y sus principales características.

Tabla 3.1. Comparación de sensores FSR

Empresa desarrolladora	Tekscan	Interlink Electronics	Ohmite Mfg
Nombre	Flexiforce A301	FSR 400 Short Tail	FSR03CE
Imagen Referencial	 Fuente: [30]	 Fuente: [31]	 Fuente: [32]
Rango de medición	0 - 4448 N	0.2 – 20 N	0 – 50 N
Espesor	0.203 mm	0.3 mm	0.425 mm
Error de Linealidad	~ 3 %	No precisa	No precisa

Como se observa en la Tabla 3.1, el sensor FlexiForce A301 cumple con el requerimiento de la fuerza máxima de medición. Además, posee un espesor de 0.203 mm, el cual es el menor de los tres y permitirá una menor intrusión en las actividades del usuario.

Por otro lado, según el fabricante, el FlexiForce A301 varía su conductancia, es decir la inversa de la resistencia, proporcionalmente a la fuerza aplicada. Debido a esto, se puede expresar la conductancia en función de la fuerza mediante una ecuación de la recta de la forma:

$$S_f = mF + b, \quad (3.4)$$

donde S_f (S) es la conductancia del sensor expresada, F (N) es la fuerza aplicada, m es la pendiente de la recta y b es el punto de intersección del eje de las abscisas con la recta. Cabe recordar que cada sensor posee una ecuación característica por ello es necesario obtener la información de cada uno de ellos, como se verá más adelante en el Capítulo 4.

b. Circuito de acondicionamiento de señales

La empresa Tekscan, recomienda tres circuitos de acondicionamiento al trabajar con los sensores *Flexiforce* [33]. Estos se presentan en la Figura 3.21.

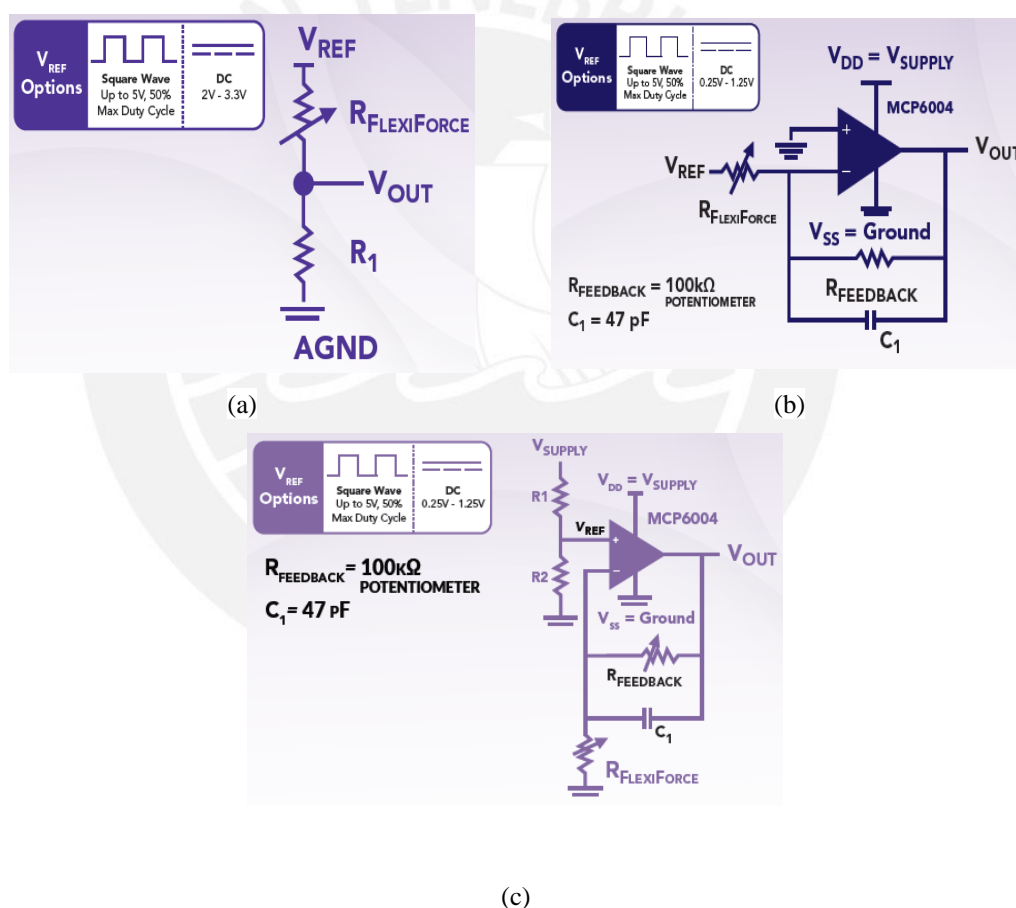
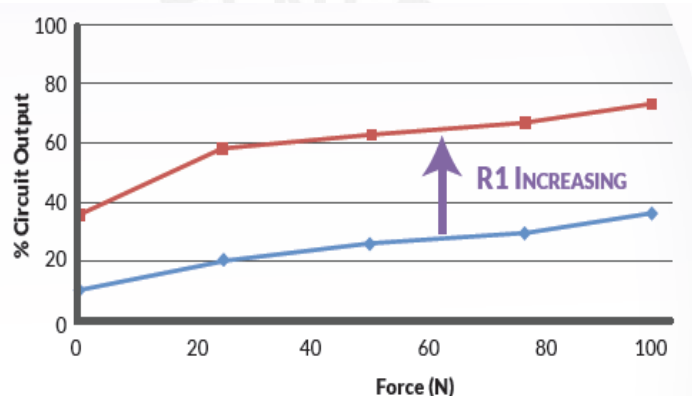


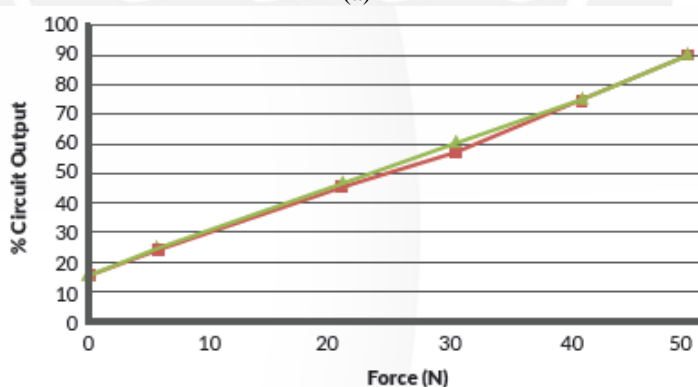
Figura 3.21. Circuitos recomendados por el fabricante: (a) Circuito divisor de voltaje. (b) Circuito amplificador inversor. (c) Circuito amplificador no inversor. Fuente: [33]

La primera opción, ver Figura 3.21 (a), a pesar de ser fácil de implementar y que requiera solo un componente adicional para su funcionamiento, no es la más viable ya

que el voltaje de salida (V_{out}) no tendría un comportamiento lineal en función a la fuerza aplicada, como se aprecia en la Figura 3.22 (a). Por otro lado, la segunda opción, ver Figura 3.21 (b), involucra el uso de dos fuentes de alimentación, aumentando así las dimensiones del sistema. Además, al ser un circuito inversor el voltaje de referencia (V_{ref}) debe ser negativo para que la salida pueda ser medida por el microcontrolador, lo cual haría más complejo el diseño electrónico. Por último, la tercera opción, ver Figura 3.21 (c), utiliza únicamente una fuente de alimentación (V_{supply}) y un divisor de voltaje para obtener el voltaje de referencia. Sin embargo, el voltaje de salida solo pueda variar entre V_{ref} y V_{supply} .



(a)



(b)

Figura 3.22. Gráfica Salida del circuito (%) vs Fuerza aplicada (N): (a) En circuito divisor de voltaje y (b) en circuito amplificador no inversor. Fuente: [33].

Se determina entonces que el circuito a utilizar es el amplificador no inversor pues no solo es menos complejo que el amplificador inversor sino también permite tener una salida con mayor comportamiento lineal, ver Figura 3.22 (b), comparado con el divisor de voltaje.

La Ecuación 3.6 muestra la relación entre el voltaje de salida del circuito V_o (V) y el valor de la conductancia S_f (S) del sensor, la cual es la inversa de la resistencia R_f (Ω), ver Ecuación 3.5. Se sabe que V_{ref} (V) es el voltaje de referencia y R_s (Ω) es la resistencia de sensibilidad que se ubica entre la salida y la entrada inversora del amplificador operacional. Para una mejor comprensión, se muestra en la Figura 3.23 el circuito planteado con los nombres descritos anteriormente.

$$S_f = \frac{1}{R_f}, \quad (3.5)$$

$$V_o = V_{ref} + (V_{ref}R_s)S_f. \quad (3.6)$$

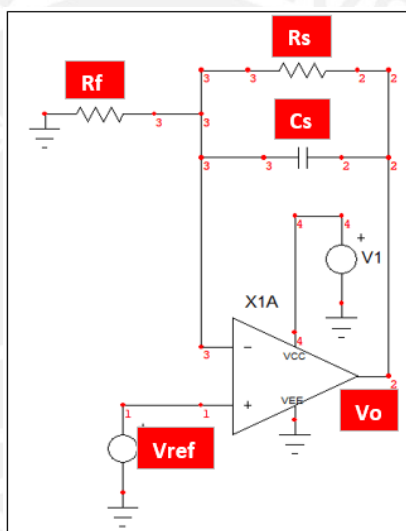


Figura 3.23. Circuito de acondicionamiento de señal proveniente del sensor.

De las Ecuaciones 3.5 y 3.6 se obtiene una relación entre la fuerza aplicada y el voltaje de salida del circuito, como se observa en la Ecuación 3.7. Se aprecia que el voltaje de salida depende del voltaje de referencia, de la resistencia de sensibilidad, de las características intrínsecas de cada sensor y de la fuerza aplicada.

$$V_o = (V_{ref}(1 + R_b)) + (m V_{ref} R_s)F. \quad (3.7)$$

Voltaje de referencia

El voltaje de referencia es recomendable que sea pequeño (0.25 V - 1.25 V) ya que se va a trabajar con rango alto de fuerzas [33]. Por ello se escoge un valor de 0.5 V el cual se obtiene de un divisor de voltaje de 5 V con dos resistencias R_1 y R_2 de valor igual a 10 k Ω y 1 k Ω respectivamente. La simulación del circuito se realizó en el software SpiceNet [34] y los resultados obtenidos se observan en la Figura 3.24. Se aprecia que la salida es muy cercana a la deseada, 0.455 V y que la corriente de consumo es de 0.601 μ A.

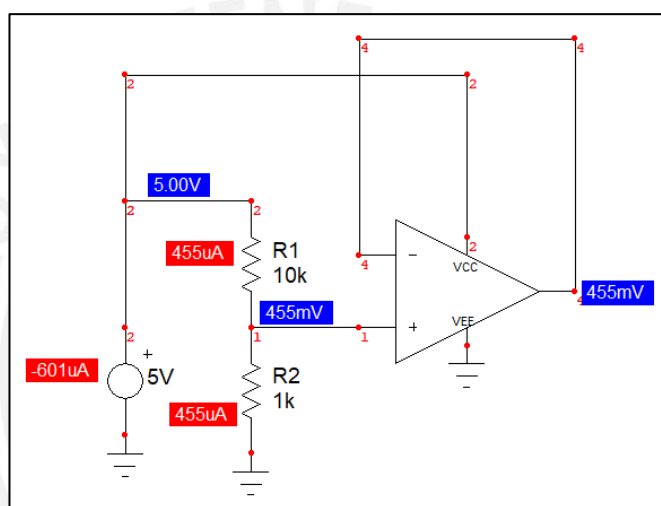


Figura 3.24. Simulación de divisor de voltaje.

Amplificador operacional

El *wearable* estará compuesto por 15 sensores Flexiforce, por lo tanto, deberá contar con 16 circuitos de amplificación de señal. Además, como el controlador seleccionado trabaja a 5 V, es deseable que el voltaje de alimentación del amplificador operacional sea el mismo. Es por estos motivos que se escoge el circuito integrado LM324, pues tiene incorporado cuatro amplificadores internamente lo que reduciría el número de componentes a cuatro para los quince sensores. Además, el rango del voltaje de alimentación varía de 3 V a 32 V. En la Tabla 3.2 se describen algunas características del integrado LM324.

Tabla 3.2. Características del integrado LM324.

Rango de voltaje de alimentación V^+	3 V – 32 V
N° de circuitos	4
Corriente de drenaje	700 μ A
Rango de voltaje de salida	0 V – ($V^+ - 1.5$ V)

Resistencia de sensibilidad

Como se observa en la Tabla 3.2, el voltaje de saturación del amplificador es el voltaje de alimentación menos 1.5 V. Entonces, como se va a alimentar al integrado con 5 V, el voltaje de saturación (V_{sat}) es 3.5 V. Por lo tanto, se debe considerar el valor de la resistencia del sensor cuando se le aplique la fuerza máxima, la cual equivale a 533 N. El valor de dicha resistencia es de 17.80 k Ω (56.17 μ S). El procedimiento experimental para obtener este valor con los sensores adquiridos se detalla en el Capítulo 4.

Reemplazando estos valores en la Ecuación 3.8 se obtiene el valor de la resistencia máxima R_s del circuito para que no sature el amplificador.

$$R_s < \frac{V_{sat} - V_{ref}}{V_{ref}(1.5 S_{fmax})}, \quad (3.8)$$

donde V_o (V) y V_{ref} (V) son el voltaje de salida y de referencia del circuito, S_{fmax} (S) es la conductancia del sensor correspondiente a la fuerza máxima de medición. De la ecuación se obtiene un valor máximo igual a 119.14 k Ω . Por lo tanto, se podría elegir cualquier valor de resistencia que este por debajo de este. Por esto se elige un valor de resistencia igual a 100 k Ω el cual es un valor comercial.

Se muestran en la Figura 3.25 la Voltaje de salida (V) vs Fuerza aplicada (N) con el valor de resistencia calculado. Se observa que, para un rango de valores de 0 a 500 N, el voltaje de salida de salida V_o del circuito de adquisición de dato varía entre el voltaje de referencia, 0.455 V, y 3.3 V.

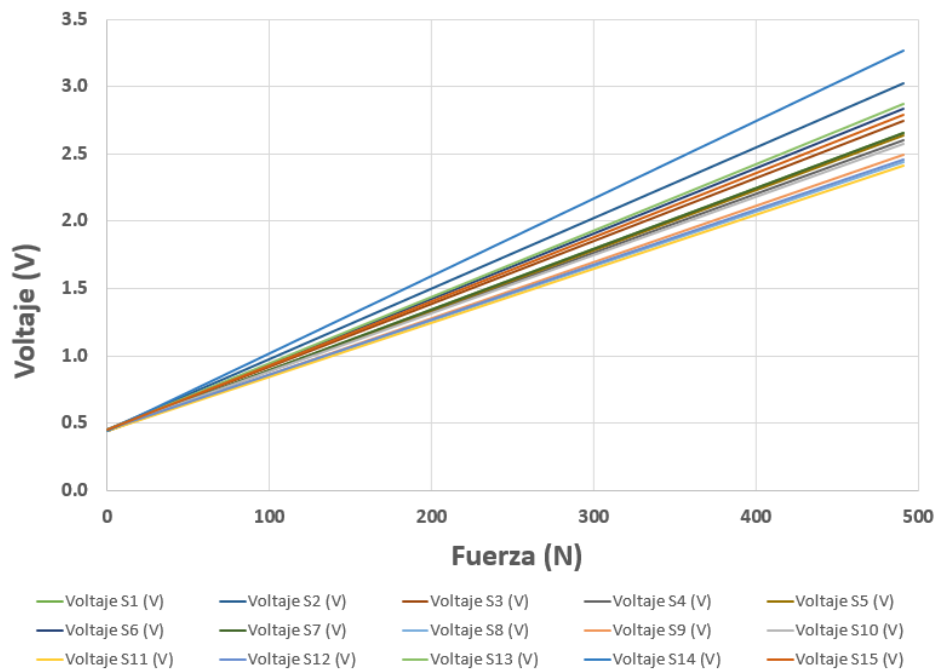


Figura 3.25. Curva Voltaje (V) vs Fuerza (N) de todos los sensores

Filtro pasa bajos

Como se ha mencionado en la lista de requerimientos, se debe aplicar un filtro a las señales provenientes de los sensores. La frecuencia de corte de dicho filtro debe ser de ser de por lo menos 20 Hz pues Wang *et al.* [35] realizaron un análisis en el dominio de la frecuencia donde encontraron que el 98 % de las frecuencias de las señales provenientes de las fuerzas de reacción producidas en la planta del pie durante una caminata estaban por debajo de 10 Hz. Esto se corrobora con el análisis en frecuencia realizado de las fuerzas verticales de contacto pie-piso presentado en la lista de requerimientos.

La Ecuación 3.9 muestra el procedimiento para obtener la frecuencia de corte, f_c (Hz) del circuito mostrado en la Figura 3.26. Donde R_s es la resistencia de sensibilidad del circuito calculada previamente y C_s (F) es el condensador en paralelo a dicha resistencia. El valor de dicho condensador se obtiene de la Ecuación 3.9 reemplazando los valores mencionados anteriormente, el cual es 106.1 nF. Debido a la disponibilidad de dicho componente en el mercado local, se escoge un valor comercial cercano al

calculado, 100nF. Producto de este cambio la frecuencia de corte modificada es 15.91 Hz.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_S C_S}, \quad (3.9)$$

Se procede a realizar la simulación del circuito de acondicionamiento para conocer la corriente requerida. Se toma el valor pequeño resistencia de 50 kΩ, comparado con las gráficas obtenidas en el Capítulo 4, para calcular la corriente máxima de consumo. Así, la corriente de consumo de la etapa de acondicionamiento de señales es 0.146 uA para un solo sensor.

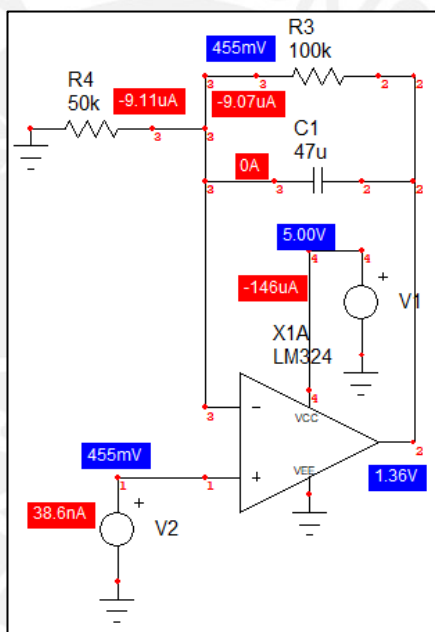


Figura 3.26. Simulación del circuito de acondicionamiento de señales.

Multiplexor

Como se va a adquirir información de 15 sensores FlexiForce y el microcontrolador solo posee 6 pines analógicos, es necesario utilizar un multiplexor de manera que solo se utilice una entrada analógica y otras señales digitales que permitan el paso de las 15 señales. Es necesario que el multiplexor a utilizar tenga como mínimo 15 entradas y su voltaje de operación sea 5 V.

Se escoge el multiplexor CD74HC4067, ver Figura 3.27, pues posee 16 canales analógicos de entrada, puede ser alimentado con 5 V y se puede adquirir en el mercado local.

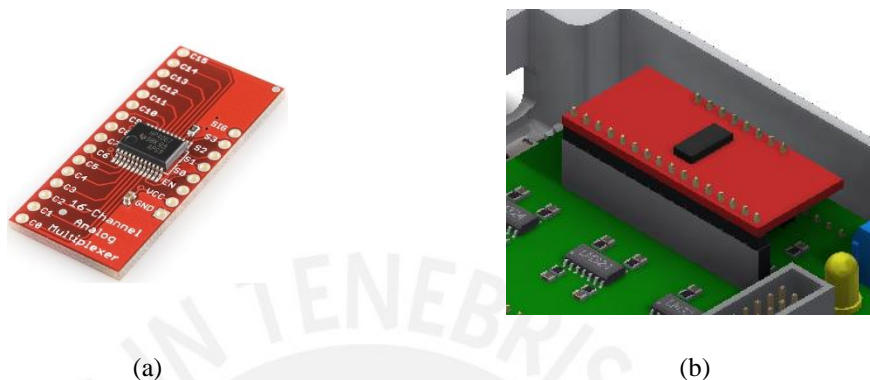


Figura 3.27. (a) Multiplexor CD74HC4067, (b) Multiplexor en la carcasa.
Fuente: [36]

En la Tabla 3.3 se muestran las principales características del multiplexor.

Tabla 3.3. Características del multiplexor CD74HC4067

Número canales analógicos	16
Señales digitales de entrada	5
Voltaje de alimentación	2 V – 6 V
Resistencia “On”	70 Ω @ 4.5 V
Delay de lectura	6 ns

c. Microcontrolador

El microcontrolador a utilizar es el Bluno, ver Figura 3.28, el cual utiliza el integrado Atmega328, el mismo que el del Arduino Uno. Cuenta con las mismas características que este último y adicionalmente posee un chip de *Bluetooth* 4.0 TI CC2540. De esta manera se podrá enviar y recibir información de un dispositivo celular con la tecnología BLE (*Bluetooth Low Energy*) cuya característica especial es el bajo consumo de corriente durante la comunicación inalámbrica. En la Tabla 3.4 se muestran las características más importantes del Bluno.

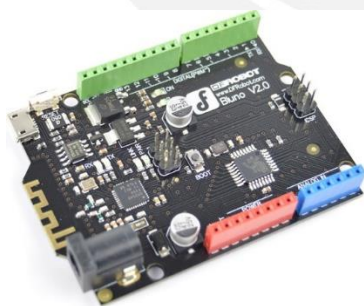
Tabla 3.4. Características del microcontrolador Bluno

Voltaje de alimentación	Por pin de entrada: 5 V Por Jack de alimentación: 7 V – 12 V
Corriente de consumo promedio	30 mV
Voltaje de operación	5 V
Microcontrolador	Atmega328
Pines digitales	14
Pines analógicos	6 (ADC de 10 bits)
Frecuencia de reloj	16 MHz
Frecuencia de transmisión	2.4 GHz
Dimensiones	53.4 mm x 68.6 mm (W x L)

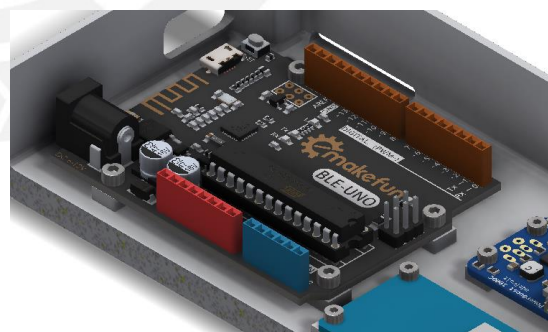
Como se observa en la tabla, la resolución del ADC del Bluno es de 10 bits. Por lo tanto, la resolución que brinda este microcontrolador se calcula con la Ecuación 3.10.

$$Res = \frac{V_{op}}{2^{10}} 10^3, \quad (3.10)$$

donde Res (mV) es la resolución y V_{op} (V) es el voltaje de operación del Bluno. De esta ecuación se obtiene que la resolución es de 4.88 mV.



(a)



(b)

Figura 3.28. (a) Microcontrolador Bluno, (b) Microcontrolador en la carcasa.

Fuente: [37]

d. Módulo micro SD

Con el fin de almacenar la información medida y calculada se utiliza un módulo para lectura y escritura en memorias SD, ver Figura 3.29. El criterio de selección de este dispositivo es el voltaje de operación, así como la disponibilidad en el mercado local. La comunicación del módulo con el microcontrolador se realiza por la interfaz serial SPI. En Tabla 3.5 se muestra las principales características del módulo micro SD.

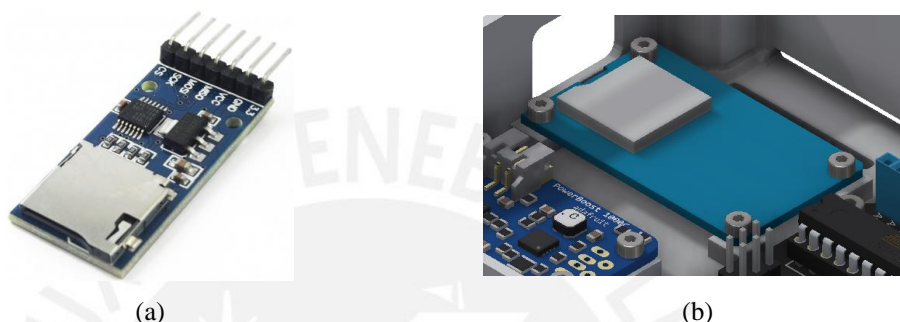


Figura 3.29. (a) Módulo micro SD, (b) Módulo micro SD en la carcasa.

Fuente: [38]

Tabla 3.5. Características del módulo micro SD.

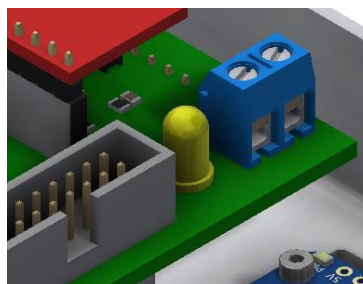
Voltaje de operación	3.3 - 5 V
Corriente máxima de operación	200 mA
Interfaz	SPI
Dimensiones	42 x 24 x 12 mm

e. LED de estado

Para indicar si el sistema se encuentra energizado o no, se cuenta con un LED, ver Figura 3.30. Este LED se enciende cuando el usuario desliza el interruptor de energía. El circuito implementado está compuesto por una resistencia de 10 k Ω que limita la corriente que circula por el LED. Utilizando la ley de Ohm se obtiene que el valor de dicha corriente es 4.3 mA.



(a)



(b)

Figura 3.30. (a) LED, (b) LED en la carcasa.

Fuente: <https://bit.ly/3b5EELE>

f. Regulador de voltaje

Para seleccionar el regulador de voltaje es necesario saber la corriente máxima de consumo del sistema. En la Tabla 3.6 se muestra la corriente de consumo de los principales componentes del circuito electrónico los cuales funcionan con un voltaje de alimentación de 5 V.

Tabla 3.6. Consumo de corriente del circuito electrónico.

Componente	Corriente máxima de consumo (mA)
Bluno beetle	30
Divisor de voltaje	0.60
Circuito de acondicionamiento	2.34
Módulo SD	200
Total	232.94

El voltaje que brinda la batería seleccionada es de 3,7 V; sin embargo, el microcontrolador y los componentes electrónicos operan a 5 V. Es por ello que se requiere un elevador de voltaje. Se escogió un módulo *Step Up* pues este es más eficiente en comparación a los reguladores lineales. En la Tabla 3.7 se muestran las principales opciones para la selección del regulador.

Tabla 3.7. Comparación de convertidores DC/DC

Nombre	MT3608	LM2587	<i>PowerBoost 1000</i>
Voltaje de entrada	2 V – 24 V	2 V – 24 V	1.8 V – 5.5 V
Voltaje de salida	5 V – 28 V	4 V – 35 V	5.2 V
Eficiencia	< 93 %	< 92 %	< 96 %
Corriente de salida	< 2 A	< 5 A	< 1 A
Indicador de nivel de batería	No	No	Sí
Cargador de batería	No	No	Sí
Precio referencial	S/. 15	S/. 13	S/. 60

Se puede observar que, pese a que posea un precio mayor que los otros dos, el convertidor DC/DC adecuado para el sistema es el *PowerBoost 1000* pues posee una eficiencia máxima de 96 %, permite cargar la batería e indica el estado de esta. En la Figura 3.31 se puede observar el *PowerBoost* fijado a la carcasa con tornillos y tuercas de nylon.

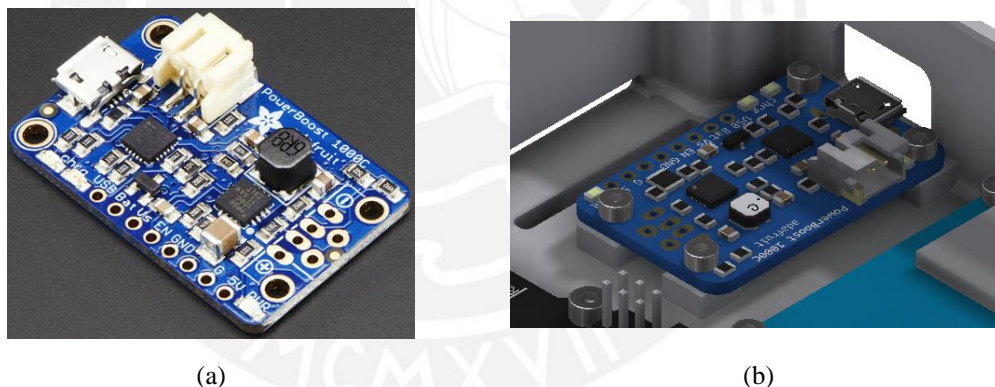


Figura 3.31. (a) *PowerBoost 1000C* de la empresa Adafruit, (b) *PowerBoost* en la carcasa.

Fuente: [39]

Ahora, en la Figura 3.32 se muestra la curva Eficiencia vs Corriente de salida del *PowerBoost* para un voltaje de salida de 5 V y un voltaje de entrada de 3.7 V. En ella se aprecia que, para un consumo de 232 mA, la eficiencia equivale aproximadamente a 95 %. Por lo tanto, la corriente de entrada del *PowerBoost* se calcula en base a la Ecuación 3.11.

$$I_{IN_PB} = \frac{I_{OUT_PB} * V_{OUT_PB}}{95% * V_{IN_PB}}, \quad (3.11)$$

donde I_{IN_PB} (mA) e I_{OUT_PB} (mA) son las corrientes de entrada y salida del *PowerBoost*, y V_{IN_PB} (mA) y V_{OUT_PB} (mA) son también los voltajes de entrada y salida del *PowerBoost*. Entonces I_{IN_PB} tiene un valor de 331.4 mA. Con este valor de corriente se selecciona la batería.

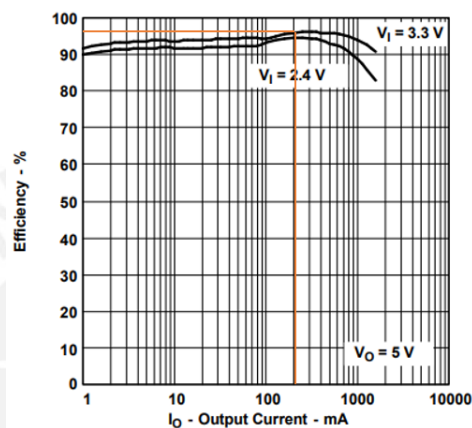


Figura 3.32. Curva Eficiencia vs Corriente de salida del *PowerBoost*.

Fuente: [40]

g. Batería

La batería utilizada en el *wearable* es de tipo Litio-Ion, las cuales poseen un voltaje nominal de 3.7 V. Además, la corriente que debe proporcionar al elevador de voltaje es de 331.4 mA, y ya que se requiere de un número mínimo de 3 horas de funcionamiento, se calcula la capacidad Cap que debe tener la batería seleccionada usando la Ecuación 3.12.

$$Cap = I_{tot}h, \quad (3.12)$$

donde I_{tot} es la corriente total del circuito en mA y h son las horas requeridas de funcionamiento del sistema. Al reemplazar los valores de las variables mencionadas se obtiene una capacidad de 994.2 mAh. Cualquier valor mayor a aquel proporcionará más de 3 horas de autonomía del *wearable*, por ello se escoge la capacidad de una batería comercial y se calcula las horas que está podría durar. Se selecciona un batería

de Ion-Litio de 1400 mAh y usando la Ecuación 3.12, se calcula que el tiempo de duración el cual es igual a 4.2 horas.

Se puede observar que la batería seleccionada, Figura 3.33 (a), se ubica en la tapa superior de la carcasa para poder disminuir el espacio utilizado, Figura 3.33 (b).

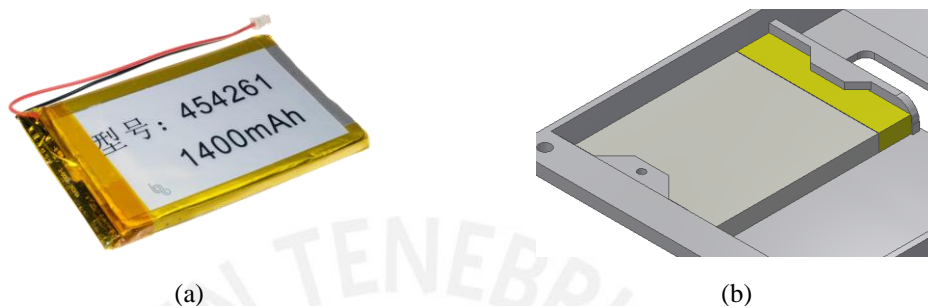


Figura 3.33. (a) Batería de Ion-Litio de 1400 mAh, (b) Batería en la carcasa.

Fuente: [41]

h. Interruptor

El uso del interruptor permite el paso de la energía eléctrica de la batería al microcontrolador, al circuito electrónico y a los sensores. Es necesario que el interruptor sea pequeño para que no aumente las dimensiones de la tarjeta electrónica. Se decidió en la matriz morfológica que sea un interruptor basculante, por ello se selecciona el que se observa en la Figura 3.34. En la Tabla 3.8 se muestra las características del interruptor. Se aprecia que la corriente máxima que puede circular por el interruptor es de 16 A, la cual es mucho mayor a la corriente máxima que consume el sistema.

Tabla 3.8. Características del interruptor.

N° de pines	2
Voltaje máximo de operación	250 V
Corriente máximo de operación	16 A



Figura 3.34. (a) Interruptor basculante, (b) Interruptor en la carcasa.
Fuente: [42]

3.4.3. Diagramas esquemáticos y PCB

Se presenta en esta sección los diagramas esquemáticos y el diseño de la tarjeta electrónica o PCB (*Printed Circuit Board*). El diagrama esquemático completo del circuito electrónico diseñado se puede observar en el Anexo F. Se debe mencionar que dicho diagrama corresponde a una sola plantilla.

a. Diagrama esquemático del elevador de voltaje *PowerBoost*

El *PowerBoost*, como se observa en la Figura 3.35, recibe como entrada el voltaje de la batería de 3.7 V y como salida brinda 5 V y una señal digital que indica el estado de la batería. Cabe resaltar que se añadió un condensador cerámico a la salida del *PowerBoost* para eliminar posibles ruidos que afecten la medición.

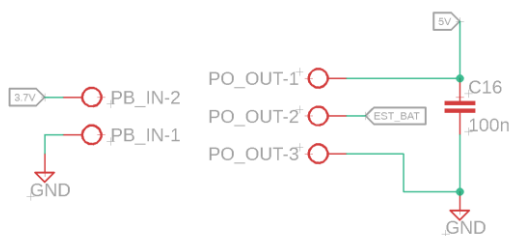


Figura 3.35. Diagrama esquemático del elevador de voltaje.

b. Diagrama esquemático del interruptor

El interruptor permite el paso de la corriente de la batería hacia todos los dispositivos en el circuito electrónico. El pin común del interruptor es el primero, el cual está conectado a la salida de la batería (VBAT). Este pin está en continuidad con los otros dos dependiendo de la posición en la cual se encuentra físicamente. Entonces, al estar apagado el sistema, el voltaje de la batería se encontrará en un estado de alta impedancia. Por otro lado, al cambiar de estado al interruptor, VBAT se conectará al tercer pin (3.7V), el cual está conectado a todos los dispositivos electrónicos. Por lo tanto, se encenderá el sistema.

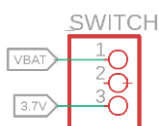


Figura 3.36. Diagrama esquemático del interruptor.

c. Diagrama esquemático del microcontrolador Bluno

En la Figura 3.37 se observan las conexiones de alimentación (VBAT y GND). Asimismo, se aprecia las conexiones con el multiplexor (MUX_SIG, MUX_EN, MUX_S0, MUX_S1, MUX_S2 y MUX_S3), con el lector de tarjetas SD (SD_SCK, SD_MISO, SD_MOSI y SD_CS) y con la salida del elevador de voltaje que indica el estado de la batería (EST_BAT).

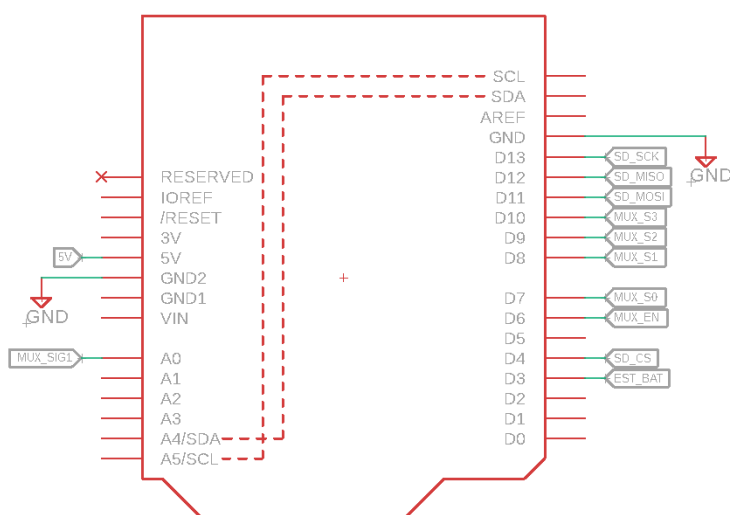


Figura 3.37. Diagrama esquemático del microcontrolador.

d. Diagrama esquemático del circuito del voltaje de referencia

Según el diseño realizado en la sección anterior se tiene que el circuito de acondicionamiento requiere de un voltaje de referencia para su funcionamiento. El diagrama esquemático del circuito para obtener dicho voltaje se muestra en la Figura 3.38.

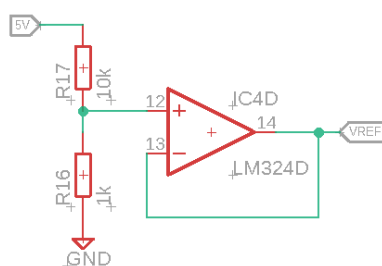


Figura 3.38. Diagrama esquemático del circuito del voltaje de referencia.

e. Diagrama esquemático del circuito de acondicionamiento

En la Figura 3.39 se observa el circuito de acondicionamiento de las señales provenientes de los sensores. Este circuito está compuesto por un amplificador operacional, resistencias y condensadores cerámicos. Se seleccionó el integrado LM324 ya que posee cuatro amplificadores lo que permite ahorrar espacio. En la figura se muestra el diagrama de solo uno de estos solo integrados, en total se tienen cuatro para los quince sensores en la plantilla.

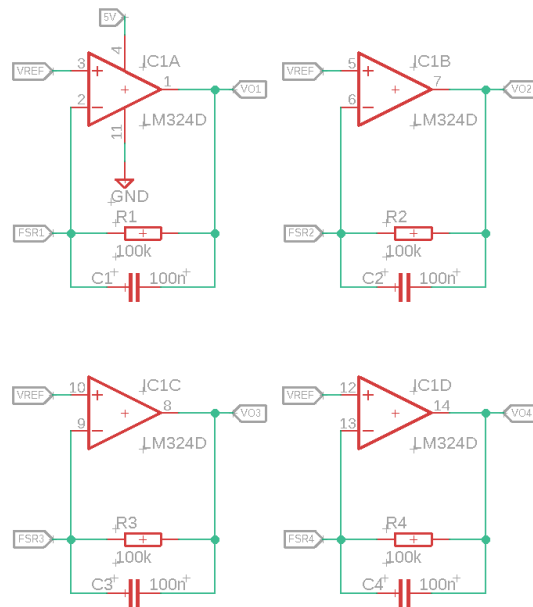


Figura 3.39. Diagrama esquemático del circuito de acondicionamiento

f. Diagrama esquemático del multiplexor

En la Figura 3.40 se observa que las entradas analógicas del multiplexor corresponden a la salida del circuito de acondicionamiento. Además, las entradas digitales están conectadas a los pines digitales del microcontrolador. La única salida (MUX_SIG) se conecta a un pin analógico del Bluno.

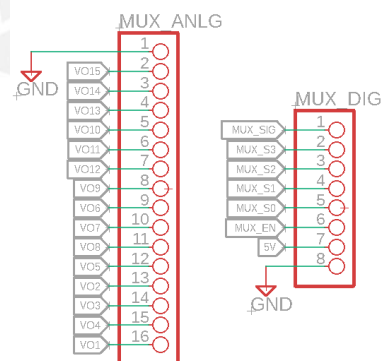


Figura 3.40. Diagrama esquemático del multiplexor.

g. Diagrama esquemático del seguidor de voltaje

El seguidor de voltaje se implementa a la salida del multiplexor para evitar que se generen errores de medición debido a la corriente generada al cambiar de canal de medición (*Switch "Off" Leakage Current*). Con este fin se utiliza un amplificador operacional comercial con menores dimensiones que el LM324 ya que se usará un solo integrado entre la salida del multiplexor (MUX_SIG) y la entrada del pin analógico del microcontrolador (MUX_SIG1), ver Figura 3.41.

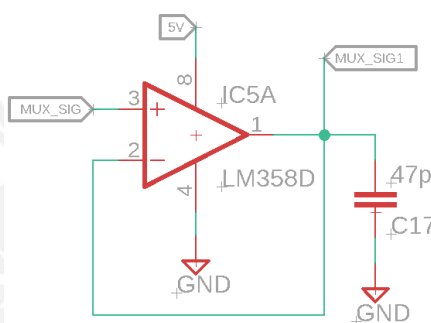


Figura 3.41. Diagrama esquemático del seguidor de voltaje.

h. Diagrama esquemático del modulo lector SD

Como se muestra en la Figura 3.42 el módulo lector SD se conecta a los pines SPI del microcontrolador. El pin que no está conectado corresponde a una entrada de voltaje de 3.3 V.

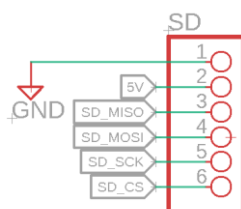


Figura 3.42. Diagrama esquemático del lector SD.

i. Diseño de la tarjeta electrónica

En la Figura 3.43 se muestra el diseño de la tarjeta electrónica (*Printed Circuit Board*, PCB) realizada con el software EAGLE de Autodesk. Esta tarjeta cuenta con dos capas debido al alto número de pistas necesarias en ella. Además, con el fin de reducir las dimensiones finales de la tarjeta se seleccionaron componentes electrónicos superficiales como los amplificadores operacionales, resistencias y condensadores cerámicos.

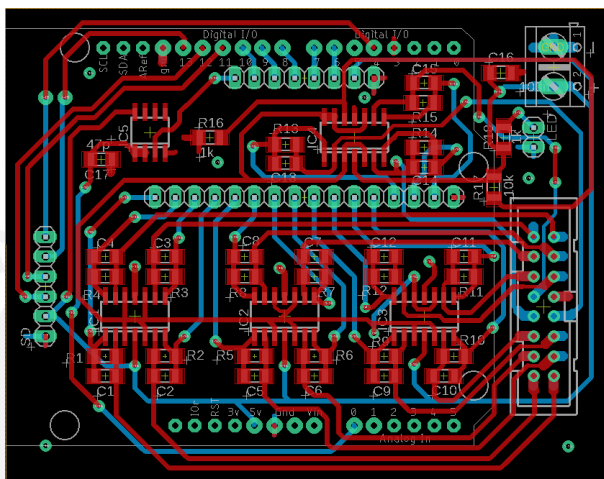


Figura 3.43. Diseño de la tarjeta electrónica.

3.4.4. Diagramas de flujo

La lógica del programa implementado en el microcontrolador Bluno se muestra en los diagramas de flujo presentados a continuación. En la Figura 3.44 se observa el diagrama principal del sistema. Este está compuesto por 6 subrutinas: inicializar sistema, leer señales de la interfaz, captar información de los sensores, calcular fuerza vertical resultante de contacto pie-piso y posición del COP, almacenar información y enviar información. Una vez inicializado el sistema se procede a leer las señales de la interfaz para evaluar si se ha enviado la señal de inicio de medición. Cuando se recibe esta señal se procede a capturar la información de los 15 sensores distribuidos en la plantilla. Estos datos son procesados para calcular la fuerza vertical resultante y la posición del centro de presiones. Posteriormente, se almacena dicha información e una memoria SD y se la envía a la interfaz para que el usuario la visualice. Por último, se repite este ciclo hasta que el usuario manda la señal de fin de medición.

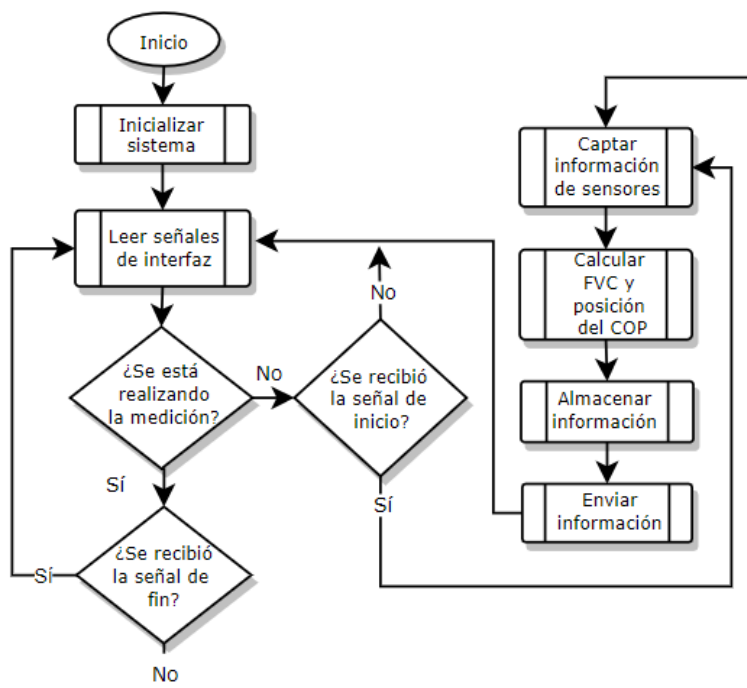


Figura 3.44. Diagrama de flujo principal.

En la Figura 3.45 se muestra el diagrama de flujo de la función Inicializar sistema. En él se describe la configuración de los pines analógico (ADC) y digitales del Atmega328, así como la inicialización del puerto serial, del puerto SPI y del multiplexor por donde se seleccionarán los datos a leer.



Figura 3.45. Diagrama de flujo de función Inicializar sistema.

Del mismo modo, en la Figura 3.46 se muestra el diagrama de flujo de la función Leer señales de la interfaz. La señal recibida es la de inicio o fin de medición la cual se asigna a una variable del programa.

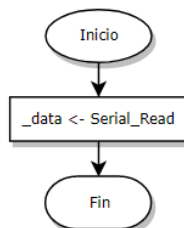


Figura 3.46. Diagrama de flujo de función Recibir señales de interfaz.

El diagrama de flujo de la función Captar información de los sensores se muestra en la Figura 3.47. Se puede apreciar que se asigna el valor de la salida del multiplexor a un arreglo de variable que contenga la información adquirida por cada sensor.

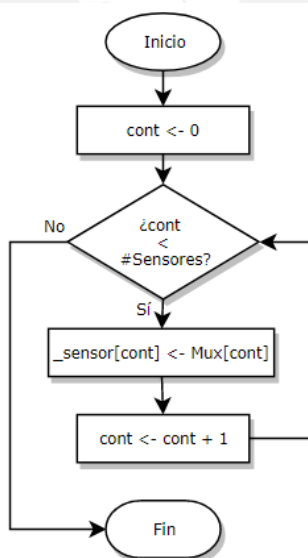


Figura 3.47. Diagrama de flujo de la función Leer información de los sensores.

La información obtenida es procesada en la función Calcular la fuerza vertical resultante de contacto pie-piso y la posición del COP, este proceso se explica posteriormente en la sección 3.5. Por otro lado, se observa en la Figura 3.48 el diagrama de flujo de la función Almacenar información. En ella

se crea un arreglo que contiene información de las fuerzas verticales de contacto pie-piso medidas por cada sensor, la fuerza resultante calculada y la posición del centro de presiones hallada, para posteriormente ser almacenado en una memoria SD utilizando un módulo con comunicación SPI.

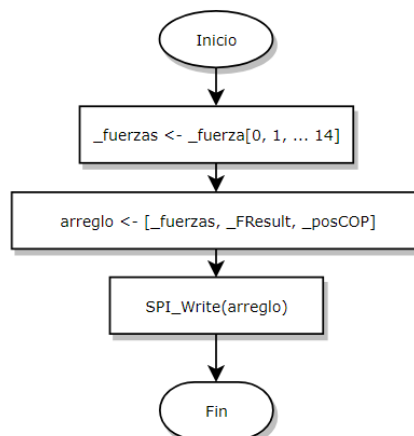


Figura 3.48. Diagrama de flujo de la función Almacenar información.

Por último, en la Figura 3.49 se presenta el diagrama de flujo de la función Enviar información. Se muestra que los datos enviados por el microcontrolador son los mismos que se almacenaron en la memoria SD.

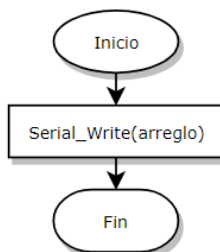


Figura 3.49. Diagrama de flujo de la función Enviar información.

3.5. Diseño del software de procesamiento de datos

En la presente sección se detalla el procesamiento que realiza el microcontrolador para obtener toda la información requerida y enviarla a la interfaz. En la Figura 3.50 se

muestra el diagrama de flujo de la función Calcular fuerza vertical de contacto pie-piso y posición del COP. En ella se observa que para obtener la fuerza vertical de contacto resultante pie-piso resultante es necesario traducir los voltajes provenientes de la etapa de adquisición de señales a fuerzas. Además, para hallar la ubicación del centro de presiones se requiere conocer la ubicación de los sensores en la plantilla. El proceso para obtener la información requerida se muestra a continuación.

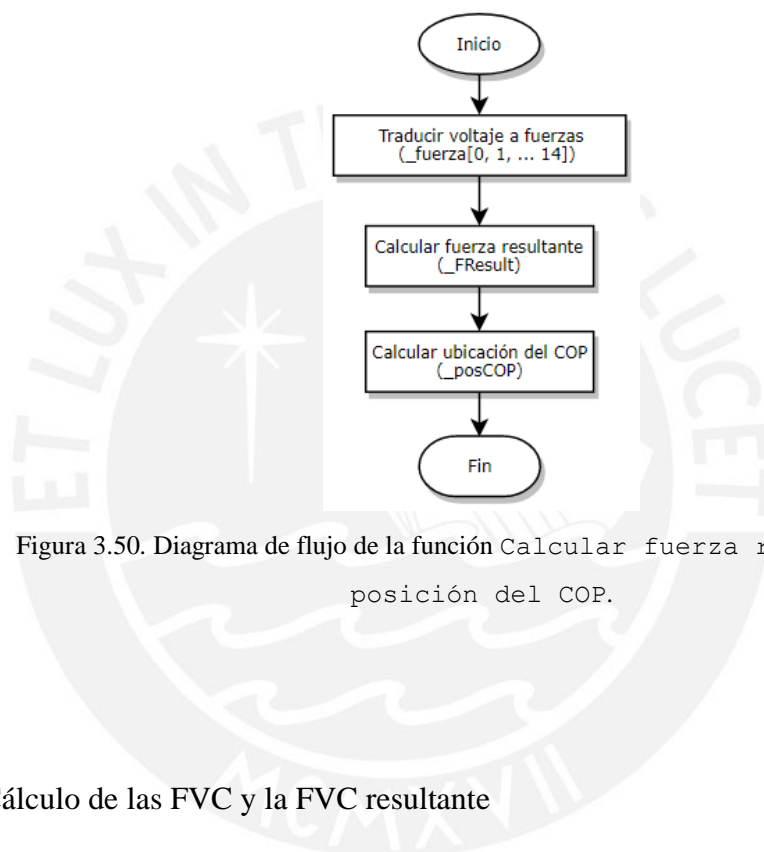


Figura 3.50. Diagrama de flujo de la función Calcular fuerza resultante y posición del COP.

3.5.1. Cálculo de las FVC y la FVC resultante

Como se describió en el diagrama de flujo general, una vez el usuario envía la señal de inicio, se procede a medir los valores de voltaje de los 15 sensores utilizando un multiplexor. Dado que se conoce la curva de Voltaje vs Fuerza aplicada se obtiene el valor de la fuerza que se está ejerciendo sobre cada sensor. Además, dado que la fuerza vertical de contacto pie-piso generada durante el gesto técnico de la recepción se distribuye en los puntos de medición como se observa en la Figura 3.51, la fuerza vertical resultante F_R (N) es la suma de las fuerzas verticales medidas por cada sensor F_i (N) como se aprecia en la Ecuación 3.13.

$$F_R = \sum_{i=1}^N F_i. \quad (3.13)$$

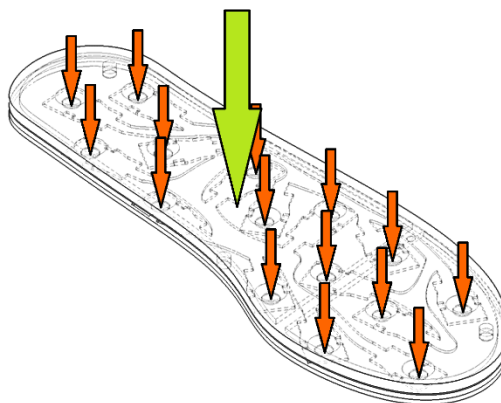


Figura 3.51. Fuerzas verticales de contacto y fuerza vertical resultante.

3.5.2. Ubicación del centro de presiones

Para calcular la ubicación del centro de presiones, punto en el cual actúa la fuerza resultante, se utiliza las Ecuaciones 3.14 y 3.15, donde COP_X y COP_Y son las coordenadas horizontal y vertical del COP respectivamente; X_i e Y_i son las coordenadas horizontal y vertical respectivamente de los centros de las áreas de medición de cada sensor, y F_i son las fuerzas verticales de contacto medidas. Los valores de X_i e Y_i son tomados desde el punto mostrado en la Figura 3.52.

$$COP_X = \frac{\sum_{i=1}^N X_i F_i}{\sum_{i=1}^N F_i}, \quad (3.14)$$

$$COP_Y = \frac{\sum_{i=1}^N Y_i F_i}{\sum_{i=1}^N F_i}. \quad (3.15)$$

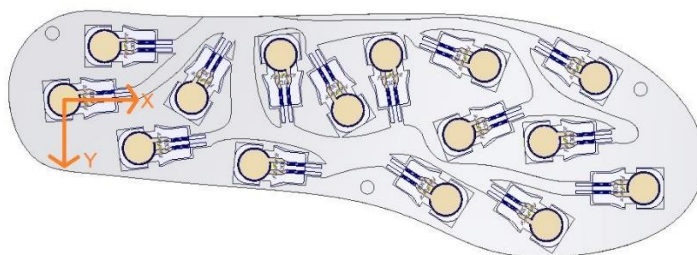


Figura 3.52. Posición de los sensores en la plantilla.

4. IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO

En la presente sección se presenta el proceso de fabricación del *wearable* de medición dinámica. Primero se detalla las pruebas realizadas para la caracterización de los sensores adquiridos. Luego, se muestra la fabricación de la tarjeta electrónica con los respectivos componentes soldados. Posteriormente, se muestra la implementación del aplicativo para celular que funciona como interfaz para el usuario. Por último, se presentan los resultados obtenidos con el prototipo implementado.

4.1. Caracterización de los sensores

Los sensores *Flexiforce* A301 como ya se ha comentado, son sensores tipo piezoresistivo; es decir, varía su resistencia cuando se le aplica una fuerza. En la Figura 4.1, se puede apreciar los sensores adquiridos. Para conocer la curva característica (Resistencia vs Fuerza aplicada) de cada sensor es necesario realizar ensayos en donde se aplique una fuerza conocida al sensor para posteriormente medir su resistencia.



Figura 4.1. Sensores Flexiforce adquiridos.

Para realizar dicha prueba se utilizó la máquina de ensayos de la marca TEST RESOURCES con la misma configuración que se empleó para comprobar la resistencia del TPU 95A. Adicionalmente se utilizó una pieza impresa en 3D hecha de material PLA. Esta permitió posicionar de manera precisa el sensor en la máquina de ensayos. Además, como también se observa en la Figura 4.2, se fabricó una pieza en TPU en donde se insertaría directamente el sensor lo cual facilitaría la fácil inserción y extracción de este en la pieza más grande.

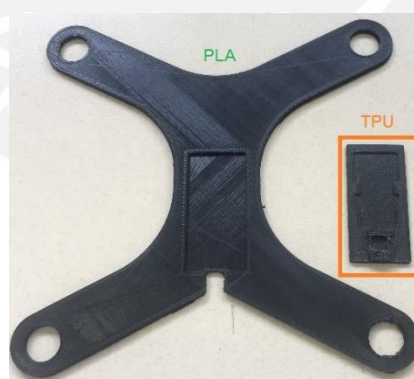


Figura 4.2. Piezas impresas en 3D.

Con el fin de concentrar fuerzas en un 70 % del área de medición del sensor, se utilizó además la pieza mostrada en la Figura 4.3.



Figura 4.3. Concentrador de fuerzas para caracterización de sensores.

El procedimiento para obtener las gráficas de Resistencia y Conductancia vs Fuerza aplicadas fue aplicar 6 fuerzas conocidas utilizando la configuración observada en la Figura 4.4. Las magnitudes de dichas fuerzas fueron 0 N, 54 N, 108 N, 162 N, 216 N y por último 270 N. Seguidamente se mide la resistencia entre los bornes del sensor utilizando un multímetro Fluker. Durante la medición se observó que el valor de la resistencia de los sensores disminuía al transcurrir el tiempo. Es por ello que, por recomendación del fabricante, se toma cada medición luego de un intervalo de tiempo determinado, en este caso 10 s. Se tomaron 5 mediciones para cada masa en todos los sensores. Posteriormente se obtuvo el promedio de estos valores y se graficaron los resultados, ver Figura 4.5 (a). Además, se graficó la conductancia de cada sensor al obtener las inversas de los valores de resistencia como se observa en la Figura 4.5 (b).



Figura 4.4. Configuración para pruebas de calibración de sensores.

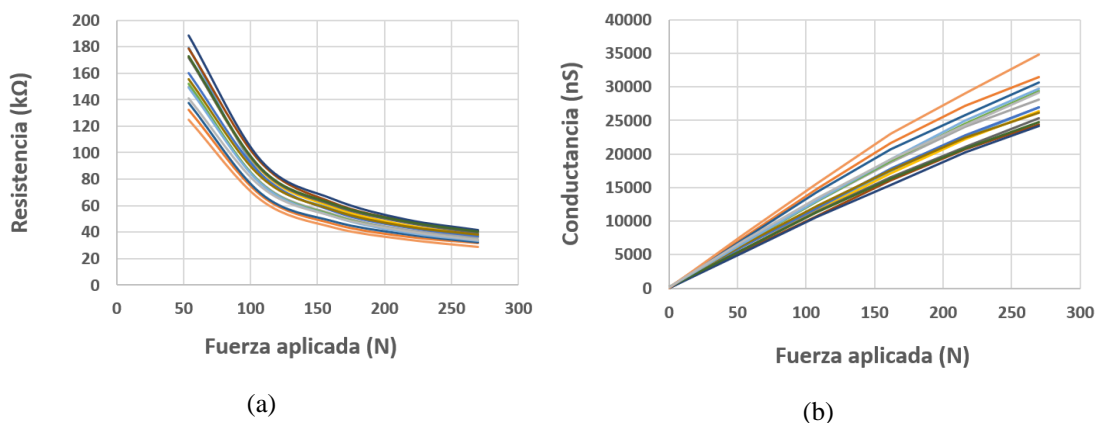


Figura 4.5. Curvas características de los sensores Flexiforce. (a) Resistencia vs Fuerza aplicada, (b) Conductancia vs Fuerza aplicada.

Asimismo, en la Tabla 4.1 se muestra las ecuaciones de tendencia lineal de cada gráfica de Conductancia vs Fuerza aplicada. Además, se aprecia en la tabla los coeficientes de determinación o de correlación (R^2) de cada curva, y se observa que todos estos valores son cercanos a 1, lo que significa que tienen una tendencia lineal.

Tabla 4.1. Ecuación de línea de tendencia de los sensores

Sensor	Ecuación de la línea de tendencia lineal (nS)	Coefficiente de determinación R^2
Sensor A	$y = 101.24x + 421.31$	0.9968
Sensor B	$y = 117.92x + 1199.32$	0.9910
Sensor C	$y = 105.08x + 938.21$	0.9940
Sensor D	$y = 98.62x + 536.61$	0.9972
Sensor E	$y = 100.48x + 718.19$	0.9956
Sensor F	$y = 109.24x + 665.01$	0.9972
Sensor G	$y = 113.98x + 1095.20$	0.9929
Sensor H	$y = 91.12x + 637.54$	0.9959
Sensor I	$y = 93.83x + 710.06$	0.9963
Sensor J	$y = 97.36x + 1025.08$	0.9927
Sensor K	$y = 89.96x + 479.52$	0.9975
Sensor L	$y = 92.01x + 783.67$	0.9953
Sensor M	$y = 110.82x + 678.58$	0.9972
Sensor N	$y = 139.38x + 959.17$	0.9956
Sensor Ñ	$y = 107.33x + 1054.85$	0.9951

Como se comentó en la sección 3.4, gracias a estas curvas se puede determinar el valor de la conductancia (o resistencia) de los sensores al aplicarles la fuerza máxima de medición, 533 N. Este valor equivale en promedio a 56.17 μS (o 17.80 $\text{k}\Omega$). Con las curvas de linealidad de los sensores se utiliza la Ecuación 4.1 (Ecuación 3.7) para obtener el voltaje de salida de cada sensor en función a la fuerza aplicada a este.

$$V_o = (V_{ref}(1 + Rb)) + (m V_{ref} R_s)F, \quad (4.1)$$

donde, de los cálculos realizados en el Capítulo 3, el valor de R_s equivale a 100 $\text{k}\Omega$, V_{ref} equivale a 0.455 V, y m y b son el valor de la pendiente y la conductancia cuando la fuerza aplicada al sensor es cero, respectivamente. En la Tabla 4.2 se muestra las ecuaciones de voltaje de salida del circuito de adquisición de señales en función a la fuerza aplicada al sensor.

Tabla 4.2. Voltaje de salida en función de la fuerza aplicada.

Sensor	Voltaje de salida en función a la fuerza aplicada (V)
Sensor A	$V_o = 0.464 + 0.0045F$
Sensor B	$V_o = 0.498 + 0.0053F$
Sensor C	$V_o = 0.487 + 0.0047F$
Sensor D	$V_o = 0.469 + 0.0044F$
Sensor E	$V_o = 0.477 + 0.0045F$
Sensor F	$V_o = 0.475 + 0.0049F$
Sensor G	$V_o = 0.494 + 0.0051F$
Sensor H	$V_o = 0.473 + 0.0041F$
Sensor I	$V_o = 0.477 + 0.0042F$
Sensor J	$V_o = 0.491 + 0.0043F$
Sensor K	$V_o = 0.466 + 0.0040F$
Sensor L	$V_o = 0.479 + 0.0041F$
Sensor M	$V_o = 0.475 + 0.0049F$
Sensor N	$V_o = 0.488 + 0.0058F$
Sensor Ñ	$V_o = 0.494 + 0.0048F$

Entonces la sensibilidad asociada a cada sensor; es decir, la razón entre el incremento de lectura y el incremento de la variable que lo ocasiona, viene definida por la pendiente de las ecuaciones mostradas en la Tabla 4.2. Además, al aplicar la Ecuación 4.2, donde m_1 es la pendiente de las rectas de la Tabla 4.2 y Res es la resolución del microcontrolador Bluno calculada en el capítulo anterior, se obtiene la mínima fuerza que genera un cambio perceptible por el microcontrolador ΔF (N). Los valores de sensibilidad y resolución se presentan en la Tabla 4.3.

$$\Delta F = Res/m_1. \quad (4.2)$$

Tabla 4.3. Sensibilidad y resolución asociada a cada sensor

Sensor	Sensibilidad asociada a cada sensor (mV/N)	Resolución asociada a cada sensor (N)
Sensor A	4.505	1.084
Sensor B	5.247	0.931
Sensor C	4.676	1.044
Sensor D	4.389	1.113
Sensor E	4.471	1.092
Sensor F	4.861	1.004
Sensor G	5.072	0.963
Sensor H	4.055	1.204
Sensor I	4.175	1.169
Sensor J	4.332	1.127
Sensor K	4.003	1.220
Sensor L	4.094	1.193
Sensor M	4.931	0.990
Sensor N	5.757	0.848
Sensor Ñ	4.776	1.022

4.2. Implementación de la plantilla

Para fabricar las dos capas de la plantilla, se utilizó en la impresora 3D *Ultimaker 2+* del laboratorio LIBRA PUCP utilizando material plástico TPU 95A y PLA para el refuerzo en la plantilla superior. En las Figuras 4.6 (a) y (b) se presentan las capas inferior y superior de la plantilla respectivamente. Asimismo, en la Figura 4.6 (c) se muestra el ensamble entre ambas capas. El peso del ensamble con los sensores y cables es de 103 g.



Figura 4.6. Plantilla fabricada por impresión 3D: (a) capa superior, (b) capa inferior y (c) plantilla ensamblada

4.3. Implementación de tarjeta electrónica

En la Figura 4.7 se muestra la tarjeta electrónica con todos los componentes soldados en ella. Cabe resaltar que se escogieron componentes electrónicos superficiales con el fin de minimizar las dimensiones finales de la tarjeta.

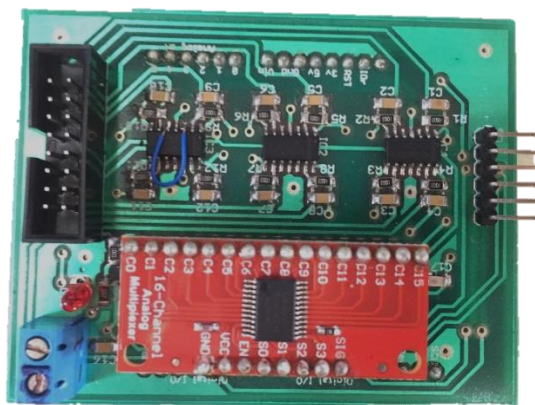


Figura 4.7. Tarjeta electrónica implementada con componentes soldados.

4.4. Fabricación de la carcasa electrónica

La fabricación de la carcasa electrónica se realizó de igual manera que la plantilla en la impresora 3D *Ultimaker 2+* del laboratorio LIBRA PUCP. En Figura 4.8 se el ensamble de las piezas impresas con material plástico PLA. Asimismo, se observa también que la carcasa se encuentra unida al sujetador de tela fabricado.



Figura 4.8. Carcasa electrónica fabricado por impresión 3D.

4.5. Implementación de interfaz

La implementación de la interfaz se realizó en base a una aplicación elaborada por *Evothings Lab*, un laboratorio que desarrolla “apps” de contenido libre utilizando el *framework* Apache Cordova. Esta aplicación cuenta con dos archivos principales,

Index.html, el cual posee código referente a la interfaz gráfica como botones, imágenes o texto, y App.js, donde está programada la lógica de la aplicación en lenguaje JavaScript.

La aplicación desarrollada por *Evothings Lab* tiene implementada la programación necesaria para la comunicación entre el microcontrolador Bluno y cualquier dispositivo celular que posea Bluetooth 4.0. Para modificar dicha aplicación se requiere primero descargar el programa *Evothings Studio* y vincularlo con un celular. Después, con algún entorno de programación como NotePad++ o Visual Studio Code se modifican los archivos .html y .js dependiendo de las necesidades del programador. Posteriormente, cuando se tenga la versión definitiva de la aplicación se utiliza sube el programa a un celular con sistema operativo Android utilizando comandos del framework Apache Cordova en la consola de Windows. De esta manera el celular no necesitará estar conectado al programa *Evothings Studio* y la aplicación podrá funcionar de manera independiente. El código de los archivos .html y .js de la aplicación puede ser revisado en el Anexo D.

En la Figura 4.9 (a) se observa la ventana principal de la aplicación. En ella se aprecia la distribución de los sensores en la plantilla. Además, se aprecia el botón “Buscar Dispositivo”, con el cual se puede vincular la aplicación con el sistema tipo *wearable*. Al presionar dicho botón se abre la ventana de búsqueda y vinculación. Una vez sea energizado el *wearable*, se encontrará al microcontrolador Bluno y la aplicación se conectará a este. Adicionalmente, en la ventana principal, ver Figura 4.9 (b), se distinguen 3 botones: “Fuerza Resultante”, “COP” y “Fuerzas Distribuidas”. Al presionar dichos botones se abrirá respectivamente la ventana para visualizar la fuerza vertical resultante de contacto pie-piso, la posición del centro de presiones (COP) y una gráfica que muestra todas las fuerzas medidas por cada sensor.



Figura 4.9. (a) Ventana principal de la interfaz gráfica, (b) ventana principal de la aplicación.

En la Figura 4.10 se observa la ventana donde se puede visualizar la gráfica de la fuerza vertical resultante de contacto pie-piso. Adicionalmente se aprecian los botones para el inicio y fin de la medición.

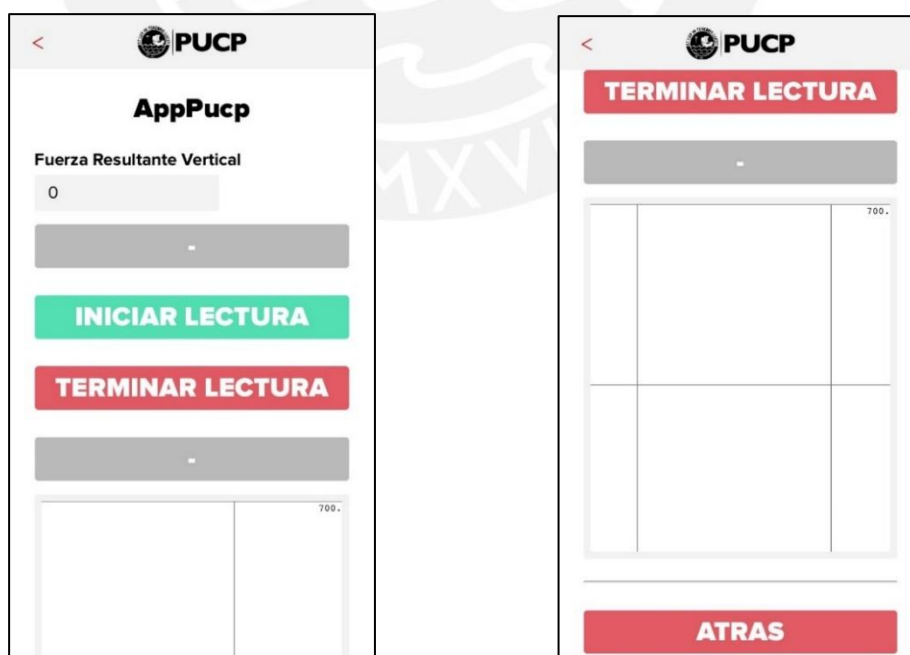


Figura 4.10. Ventana donde se muestra la fuerza resultante vertical de contacto pie-piso

Del mismo modo, en la Figura 4.11 se aprecia la ventana donde se muestra la información de todos los sensores.

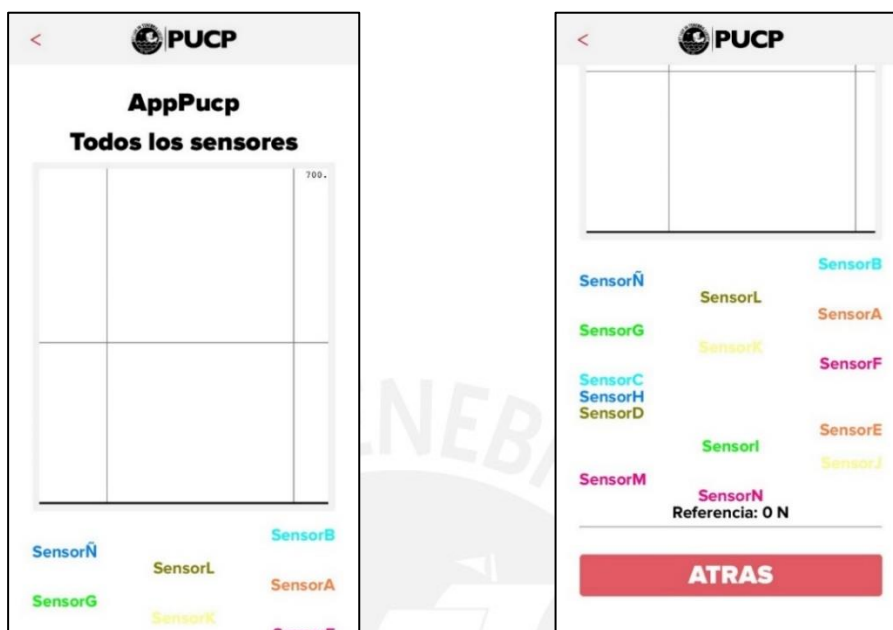


Figura 4.11. Gráficas de visualización de los datos de todos los sensores.

Por último, en la Figura 4.12 se aprecia la posición en eje horizontal y vertical del COP.



Figura 4.12. Ventana de visualización del COP.

4.6. Pruebas del prototipo

Una vez integrado todo el sistema; es decir, la plantilla con los 15 sensores y la carcasa con los componentes electrónicos dentro, e instalada la aplicación en el celular, se procede a realizar pruebas con el prototipo. Para ello se coloca el *wearable* en una persona. En Figura 4.13 se observa el sistema usado por la persona cuyas características fisiológicas se muestran en la Tabla 4.4. Se aprecia además en la imagen que el calzado utilizado es una zapatilla casual. Para los ensayos se utilizó como referencia una plataforma AMTI la cual posee una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Cabe resaltar que el wearable tiene una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Por ello se realizó una interpolación para poder tener la misma cantidad de datos.



Figura 4.13. Sistema implementado y posicionado en la persona.

Tabla 4.4. Datos fisiológicos del sujeto de pruebas

Sexo	Masculino
Edad	21 años
Masa corporal	66 kg
Altura	1.62 m
Talla de zapato	39 EUR

4.6.1. Validación de la fuerza resultante

Se encontró que existía una diferencia de magnitudes entre todas las mediciones realizadas por el *wearable* y por la plataforma de fuerza como en la que se observa en

la Figura 4.14 (a). Sin embargo, se observó también que la diferencia entre ambas mediciones obedecía a un factor proporcional causado probablemente por diversos factores, tales como el amortiguamiento debido a la elasticidad del material de la plantilla o la descalibración de los sensores desde la obtención de sus curvas características. Como tal, se implementó un algoritmo que permitió obtener dicho valor proporcional. Este algoritmo consistió en comparar las curvas obtenidas por la plataforma y el wearable considerando al error por mínimos cuadrados (RMSE por sus siglas en inglés). Se iteró hasta que se obtenga el mínimo valor de RMSE entre ambas curvas. En la Figura 4.14 (b) se observa de nuevo ambas mediciones, pero la obtenida por el *wearable* está multiplicado por la constante hallada.

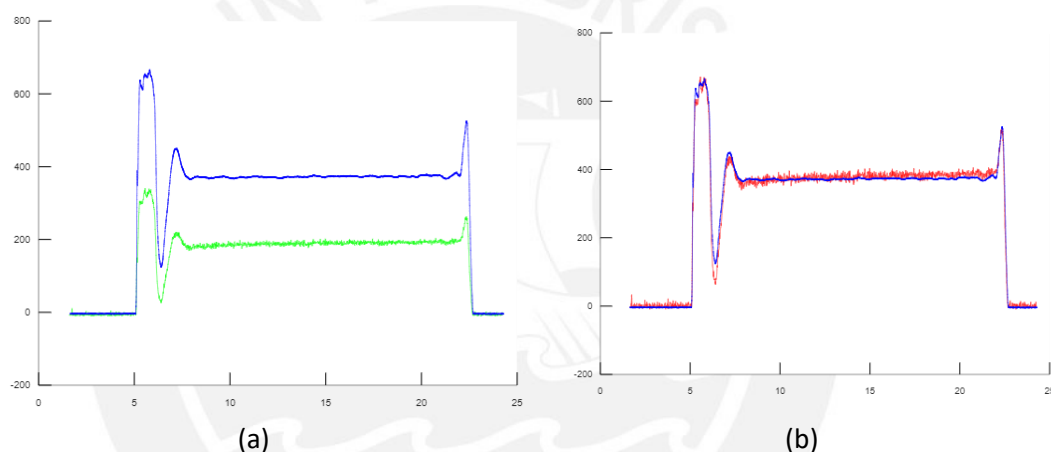


Figura 4.14. FVC resultante comparando con plataforma de fuerzas (azul): (a) Wearable sin factor proporcional (verde), (b) wearable con factor proporcional (rojo).

La desventaja de usar el factor proporcional es que el ruido de la medición también se amplifica. Sin embargo, se aprecia que pese al ruido ambas gráficas son muy similares. En la Tabla 4.5 se presentan los valores del factor proporcional y del RMSE para el ensayo anterior.

Tabla 4.5. Valores del factor y RMSE

Factor proporcional	1.940
RMSE	15.941 N

Se realizaron 4 gestos durante la validación de la medición de la fuerza vertical resultante de reacción pie-piso. El primero consistió en colocar el pie que lleva puesto la plantilla por aproximadamente 15 segundos en una plataforma de fuerza y el otro pie fuera de ella como se observa en la Figura 4.15 (a). El segundo gesto se realizó al pararse solo con el pie que tiene la plantilla en una plataforma de fuerza, como se observa en la Figura 4.15 (b), por aproximadamente 8 segundos y luego retirarlo de manera que la persona solo se apoye en el otro pie. Esperar 2 segundos así y volver a realizar pararse en un pie en la plataforma. Esta última acción se repite una vez más. El tercer gesto consistió en saltar tres veces encima de una plataforma de fuerza con el pie que posee la plantilla, ver Figura 4.15 (c). Por último, en el cuarto gesto se dio un paso por encima de la plataforma, como se ve en la Figura 4.15 (d) después de dar 2 pasos previos.

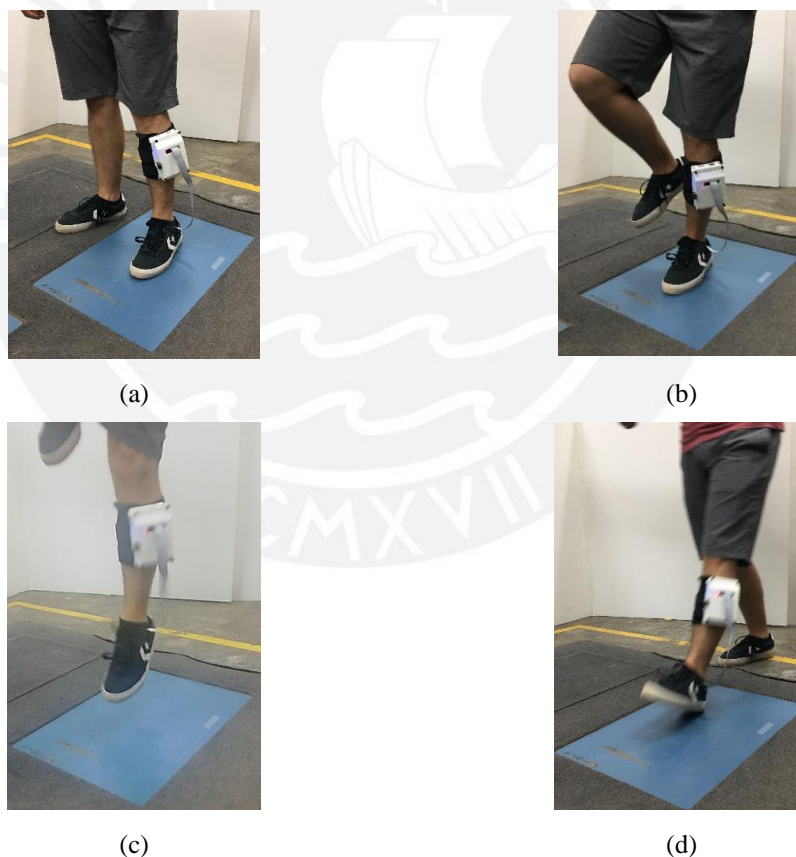


Figura 4.15. Gestos realizados para validación: (a) Gesto 1, (b) Gesto 2, (c) Gesto 3, (d) Gesto 4.

A continuación, se presentan los resultados para cada gesto realizado en la Tabla 4.6 con los correspondientes valores del factor proporcional y del RMSE por cada prueba.

Cabe resaltar que la Figura 4.16, las gráficas de color azul son las correspondientes a la plataforma de fuerza y las gráficas de color rojo son las del *wearable*. En el Anexo C se encuentran los resultados de todas las pruebas.

Tabla 4.6. Factores y errores promedio por gesto realizado.

	Gesto 1	Gesto 2	Gesto 3	Gesto 4
Factor Proporcional Promedio	1.99	2.29	2.67	2.98
RMSE Promedio	15.52	28.86	62.19	49.49

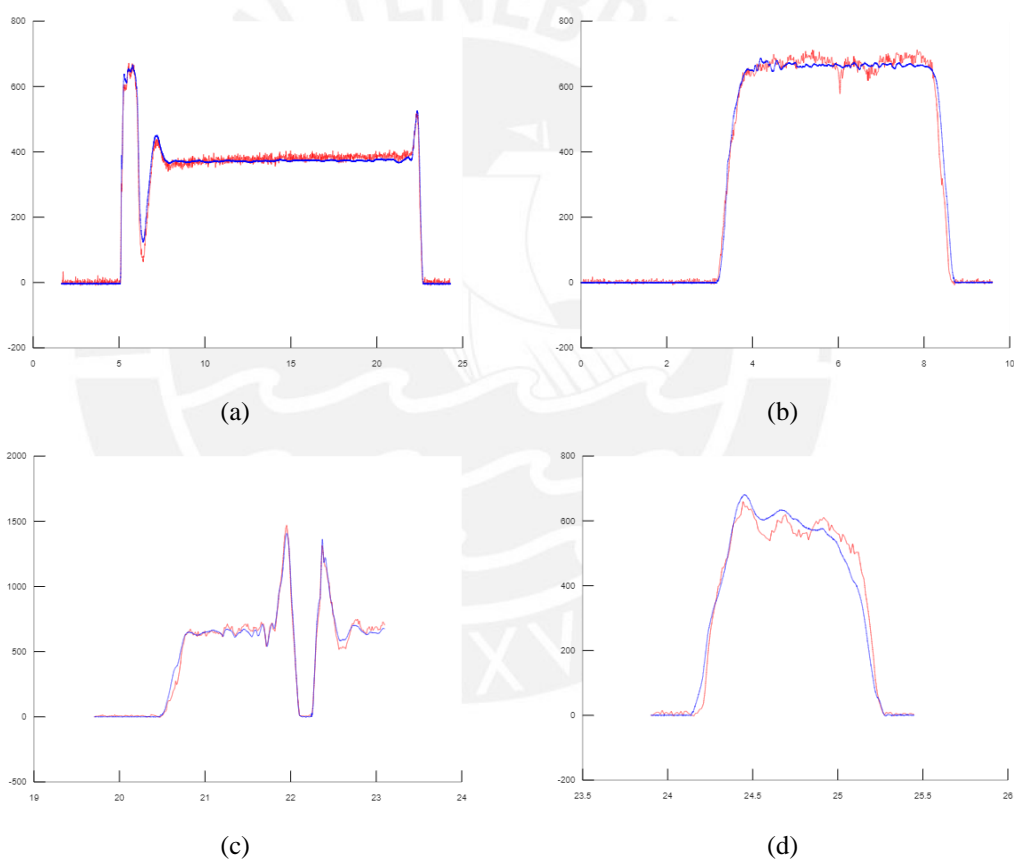


Figura 4.16. Fuerza vertical resultante de plataforma (azul) y wearable con factor (rojo) según el gesto realizado: (a) Gesto 1, (b) Gesto 2, (c) Gesto 3, (d) Gesto 4.

Se observa que el factor proporcional varía dependiendo del gesto realizado. Esto implicaría implementar un algoritmo que pueda detectar que movimiento se está efectuando y modificar el factor automáticamente.

4.6.2. Distribución plantar

A continuación, se analiza la distribución de la presión plantar utilizando los valores de fuerza medidos por cada sensor. En la Figura 4.17 (a), se observa el ciclo que realiza el pie de una persona durante la caminata. Asimismo, en la Figura 4.17 (b) se puede observar los valores de fuerza de todos los sensores. Se aprecia que los sensores que se activan primero (“n”, “m”, “j” e “i”) son los que corresponden a la zona del talón. Después, durante el despegue del pie, se aprecia que los sensores que se activan (“l”, “a”, “b”, “g”, “ñ”) son los que se encuentran en la bola del pie y los dedos. Los nombres y ubicación de los sensores en la plantilla se pueden observar en la Figura 4.17 (c).

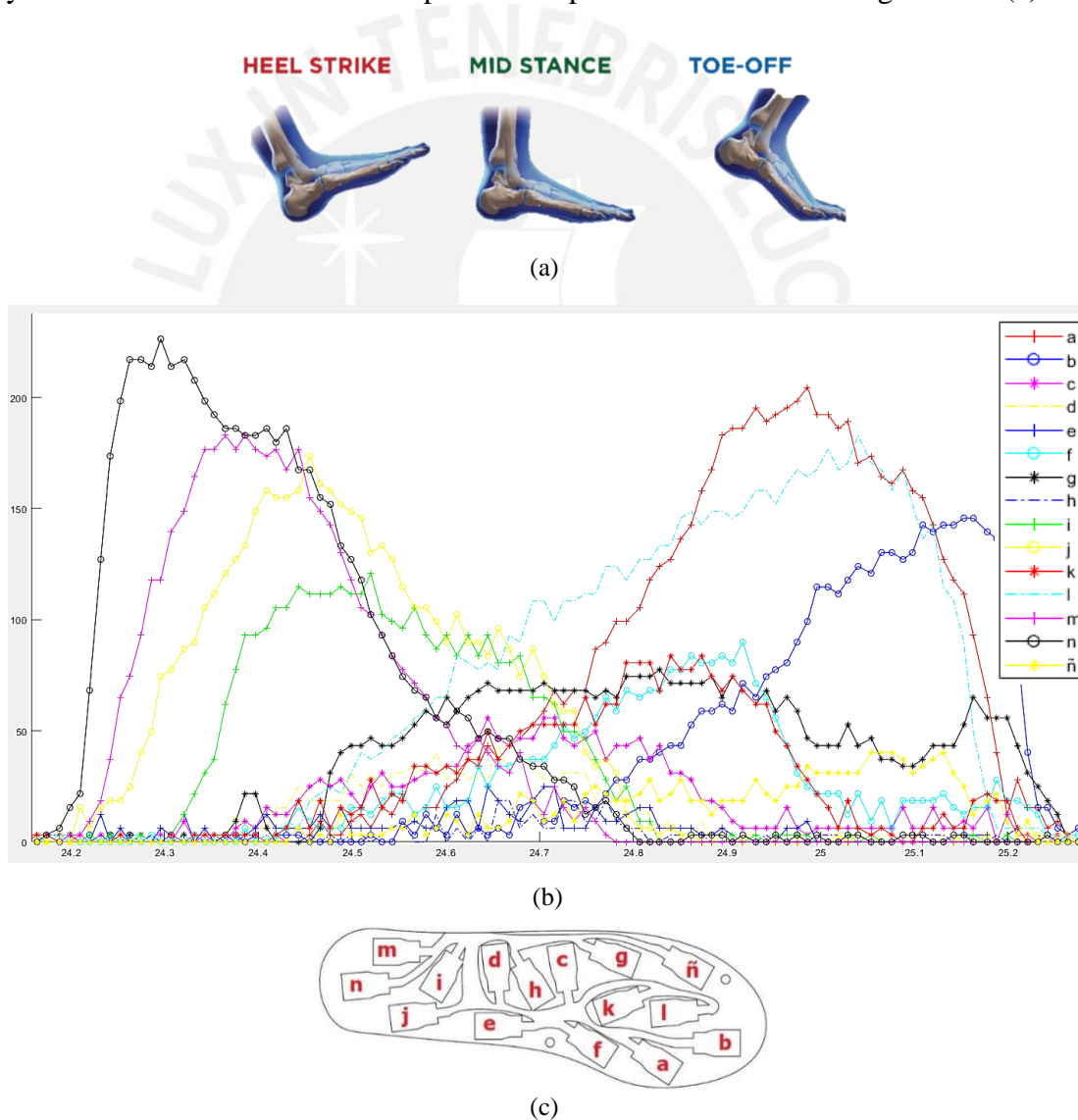


Figura 4.17. (a) Principales etapas durante la caminata (Fuente: [43]), (b) fuerzas medidas por cada sensor y (c) distribución de los sensores en la plantilla.

4.6.3. Centro de presiones COP

Con los datos obtenidos se presenta el desplazamiento del centro de presiones durante la caminata debido a que es en este gesto donde se aprecia mejor ya que, como se mencionó anteriormente, en la caminata se distinguen tres fases en las cuales se ejerce una fuerza de reacción en el pie de la persona. Se observa en la Figura 4.18 que el COP se encuentra en la zona del talón. Después, este se desplaza a lo largo del pie durante la fase de la postura media y al final se establece en la zona de la bola del pie.

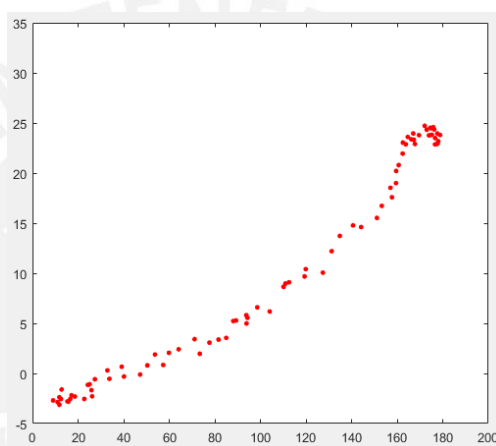


Figura 4.18. Variación del COP durante un paso en la caminata.

Para brindar una mejor idea de la ubicación del COP, se presenta en la Figura 4.19 la superposición del desplazamiento del COP sobre la capa superior de la plantilla que contiene los concentradores de fuerza.

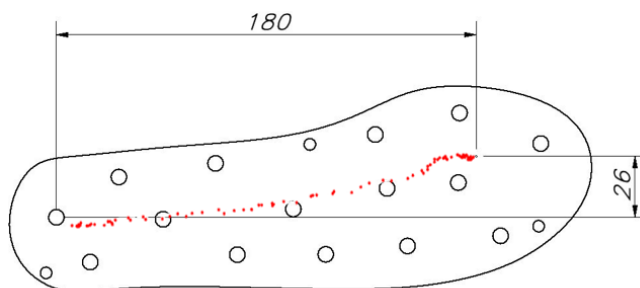


Figura 4.19. Desplazamiento del COP en la plantilla.

5. COSTOS

En el presente capítulo se presenta el costo total del *wearable* para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso. Para su obtención se consideran los costos de los componentes electrónicos y materiales mecánicos. Con respecto a los sensores *FlexiForce* y demás componentes electrónicos que deben ser importados, se considerará como costo de envío y aduanas igual al 40 % del subtotal. Además, el tipo cambio considerado para convertir de dólares a soles es 3.35. Se adiciona los costos de los servicios contratados para la impresión 3D y la elaboración del elemento de sujeción de la carcasa electrónica en la pierna de la persona. Por último, se consideró el costo de diseño y construcción del prototipo de la plantilla, así como del circuito electrónico. Las cotizaciones obtenidas se pueden revisar en el Anexo E.

5.1. Costo de componentes mecánicos

En la Tabla 5.1 se detallan los componentes mecánicos necesarios los cuales son pernos y de acero turcas de acero. Dado que la cotización se realizó por paquetes de 100 se calculará el precio unitario y con ello se obtendrá el precio de la cantidad requerida. Adicionalmente, se considerará que el precio de los tornillos de acero M2.5 es el mismo que el de los pernos M3.

Tabla 5.1. Costo de componentes mecánicos para fabricación del *wearable*.

Componente	Proveedor	Precio Unitario (\$)	Cantidad	Precio Total (\$)
Tornillos de acero M2.5x10	Torniper Import S.C.R.L.	0.03	8	0.24
Tornillos de acero M3x10	Torniper Import S.C.R.L.	0.03	4	0.12
Tuercas de acero M3	Torniper Import S.C.R.L.	0.03	4	0.12
			Total (\$)	0.48
			Total (S/.)	1.61

5.2. Costo de componentes eléctrico-electrónicos

Los componentes eléctrico-electrónicos seleccionados en el capítulo anterior se muestran a continuación. Los sensores *FlexiForce*, el módulo de elevación de voltaje *PowerBoost 1000C* y el microcontrolador *Bluno* se muestran en la Tabla 5.2. Se consideran componentes para *wearable* en ambos pies; sin embargo, se está considerando 32 sensores *FlexiForce* ya que estos se venden en paquetes de 8.

Tabla 5.2. Costo de componentes eléctrico-electrónicos para importación.

Componente	Proveedor	Precio Unitario (\$)	Cantidad	Factor de importación	Precio Total (\$)
Sensores <i>FlexiForce</i>	Tekscan	12.18	32	1.4	545.44
<i>PowerBoost 1000C</i>	Adafruit	19.95	2	1.4	55.86
Microcontrolador <i>Bluno</i>	DFRobot	24.9	2	1.4	69.72
				Total (\$)	671.02
				Total (S/.)	2247.92

De igual manera, en la Tabla 5.3 se muestran los componentes que pueden ser adquiridos en el mercado local. Se consideran componentes para *wearable* en ambos pies.

Tabla 5.3. Costo de componentes eléctrico-electrónicos en el mercado local.

Componente	Proveedor	Precio Unitario (S/.)	Cantidad	Precio Total (S/.)
Batería Li-Ion 3.7 V 1400 mAh	HiFi S.A.C.	12.5	2	25.0
OpAmp's LM324	HiFi S.A.C.	0.6	8	4.8
OpAmp's LM358	HiFi S.A.C.	0.5	2	1.0
Condensadores Cerámicos SMD 1206 50 V 100 nF	HiFi S.A.C.	0.2	30	6.0
Resistencias SMD 1206 1 kΩ	HiFi S.A.C.	0.1	2	0.2
Resistencias SMD 1206 10 kΩ	HiFi S.A.C.	0.1	2	0.2
Resistencias SMD 1206 100 kΩ	HiFi S.A.C.	0.1	30	3.0
Módulo SD	HiFi S.A.C.	5.5	2	11.0
Multiplexor CD74HC4067	Tezla Electronica Industrial	15.0	2	30.0
Conector IDC 2x8 Macho y Hembra	HiFi S.A.C.	0.7	4	2.8
LED	HiFi S.A.C.	0.2	2	0.4
Cable Flat	HiFi S.A.C.	2.9	4 m	11.6
			Total (S/.)	96.0

5.3. Costo de servicios

La fabricación de la plantilla y de la carcasa electrónica se realiza mediante impresión 3D utilizando los materiales correspondientes de cada uno. Se realizó la cotización de ambos subsistemas a la sala de manufactura digital de la universidad VEO, ver Tabla 5.4. Por otro lado, el sistema de ajuste de la carcasa electrónica a la pierna que consiste en tela, neopreno y velcro será fabricado por un proveedor local cuyo costo se menciona también en la Tabla 5.4. Estos costos incluyen tanto el material como el servicio de fabricación. Del mismo modo, los costos de los servicios de fabricación de la tarjeta electrónica y de soldadura de componentes en ella se presentan en la misma tabla.

Tabla 5.4. Costos de servicios.

Servicio	Precio Total (S/.)
Impresión 3D de plantilla y carcasa	200.00
Fabricación de sistema de sujeción	150.00
Fabricación de tarjeta electrónica	141.66
Soldado de componentes electrónicos	47.20
Total (S/.)	538.86

5.4. Costo de diseño y prototipado

Para realizar este cálculo se considera el monto que cobra un profesional de ingeniería que trabaja en diseño el cual asciende a S/. 30 por hora. Este pago considera también el tiempo invertido en la realización del prototipo y las pruebas necesarias para la validación de su funcionamiento. El tiempo invertido en el diseño de la presente tesis fue de 15 semanas, donde se trabajó 15 horas a la semana; por lo tanto, el costo total de diseño y prototipado tiene un valor de S/. 6750.

5.5. Costo total

En la Tabla 5.5 se muestran el costo total del *wearable* para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso.

Tabla 5.5. Costo total del sistema.

Concepto	Precio (S/.)
Costo de componentes mecánicos	1.61
Costo de componentes electrónicos importados	2247.92
Costo de componentes electrónicos en el mercado local	96.00
Costo de servicios	538.86
Costo de diseño y prototipado	6750.00
Total (S/.)	9634.39

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

a. Conclusiones

El objetivo principal de la tesis, que forma parte del proyecto “Caracterización Biomecánica del Gesto Técnico de la 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*”, fue diseñar un sistema tipo *wearable* para la medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso y que este sea aplicado al vóleybol con el fin de mejorar el rendimiento deportivo y además evitar posible lesiones. Así pues, se logró con este objetivo al diseñar un sistema conformado por una plantilla con sensores de fuerza y una carcasa que contiene los componentes electrónicos, la misma que puede ser instalada en el jugador de manera rápida y sencilla. Además, se cumple con los requerimientos establecidos en términos de portabilidad, dimensiones, peso, duración de la batería, visualización de la información obtenida, entre otros. Adicionalmente, se logró diseñar una aplicación para un celular que funcione como una interfaz de usuario. Esta aplicación puede ser fácilmente instalada en cualquier dispositivo celular que utilice sistema operativo *Android* y que acepte comunicación por *Bluetooth* 4.0.

Se consiguió fabricar un prototipo que permitió verificar los cálculos realizados, también evaluar el grado de intromisión del sistema en la actividad del usuario y evaluar posibles mejoras en él. Con respecto al primer punto se observó que si bien las magnitudes de las fuerzas verticales de reacción de contacto pie-piso ejercida y calculada difieren, es posible calcular un factor de proporcionalidad tal que minimice esta diferencia. En ese sentido, el mayor error cuadrático medio (RMSE) promedio hallado fue 62.19 N durante un salto en donde se midió una fuerza máxima aproximada igual a 1500 N. Por otro lado, se verificó que la plantilla que se introducirá en el calzado del jugador, si bien no es suave como las plantillas comerciales, no genera mayor molestia en la persona principalmente por el material semiflexible seleccionado que no restringe el movimiento del pie.

Por último, el costo total del sistema, el cual contempla los componentes mecánicos y electrónicos, así como el costo de los servicios, asciende a S/. 2884 el cual es menor al precio del sistema PODOSmart (plantilla y software) que tiene un valor de 2000 € (S/. 8436).

b. Recomendaciones

Por otro lado, como recomendaciones se presentan los siguientes puntos. En primer lugar, para reducir la intrusión o incomodidad de la carcasa electrónica, se recomienda realizar un diseño electrónico más pequeño y compacto, utilizando chips integrados en lugar de módulos que poseen un tamaño mucho mayor. En segundo lugar, también se debe disminuir el espesor total de la plantilla para que pueda ser tan delgada como las comerciales. Esto permitiría aún menor intrusión en la actividad del usuario. En tercer lugar, se propone estudiar cómo afectan determinados factores como el material del calzado o condiciones de uso, en la medición de las fuerzas pues como se recuerda, las pruebas llevadas a cabo con el prototipo, se realizaron únicamente con el autor de la tesis en un ambiente controlado como el laboratorio LIBRA. Por último, de los resultados obtenidos, se apreció que existe una relación proporcional entre la fuerza medida por la plataforma y el sensor desarrollado. Este factor proporcional cambia ligeramente dependiendo del gesto realizado. Es por ello que se propone el desarrollo de un algoritmo que modifique el factor proporcional en función a la acción realizada por el atleta.

REFERENCIAS

- [1] V. Camomilla, E. Bergamini, S. Fantozzi, y G. Vannozzi, “Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: A systematic review”, *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, núm. 3, 2018, doi: 10.3390/s18030873.
- [2] C. Fernandez-Echeverria, I. Mesquita, M. Conejero, y M. P. Moreno, “Perceptions of elite volleyball players on the importance of match analysis during the training process”, *Int. J. Perform. Anal. Sport*, vol. 19, núm. 1, pp. 49–64, 2019, doi: 10.1080/24748668.2018.1559544.
- [3] A. Kettunen y T. Ideal, “Digital coaching and athletes selfefficacy a quantitative study on sport and wellness technology”, *MCIS 2018 12th Mediterr. Conf. Inf. Syst.*, pp. 1–15, 2018.
- [4] D. G. Liebermann, L. Katz, M. D. Hughes, R. M. Bartlett, J. McClements, y I. M. Franks, “Advances in the application of information technology to sport performance”, *J. Sports Sci.*, vol. 20, núm. 10, pp. 755–769, 2002, doi: 10.1080/026404102320675611.
- [5] S. Noiumkar y S. Tirakoat, “Use of optical motion capture in sports science: A case study of golf swing”, *Proc. - 2013 Int. Conf. Informatics Creat. Multimedia, ICICM 2013*, pp. 310–313, 2013, doi: 10.1109/ICICM.2013.58.
- [6] I. Atmosukarto, B. Ghanem, S. Ahuja, K. Muthuswamy, y N. Ahuja, “Automatic recognition of offensive team formation in american football plays”, *IEEE Comput. Soc. Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit. Work.*, pp. 991–998, 2013, doi: 10.1109/CVPRW.2013.144.
- [7] W. Pei, J. Wang, X. Xu, Z. Wu, y X. Du, “An embedded 6-axis sensor based recognition for tennis stroke”, *2017 IEEE Int. Conf. Consum. Electron. ICCE 2017*, pp. 55–58, 2017, doi: 10.1109/ICCE.2017.7889228.
- [8] K. Sato, K. Watanabe, S. Mizuno, M. Manabe, H. Yano, y H. Iwata, “Development of a block machine for volleyball attack training”, *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 1036–1041, 2017, doi: 10.1109/ICRA.2017.7989125.
- [9] J. Lin *et al.*, “Using hybrid sensing method for motion capture in volleyball techniques training”, *Proc. Int. Conf. Sens. Technol. ICST*, vol. 2018-Decem,

- pp. 217–222, 2019, doi: 10.1109/ICSensT.2018.8603555.
- [10] R. Bartlett, *Sports Biomechanics: Reducing Injury and Improving Performance*. London: Taylor & Francis e-Library, 1999.
- [11] G. Giatsis, I. Kollias, V. Panoutsakopoulos, y G. Papaiakovou, “Volleyball: Biomechanical differences in elite beach-volleyball players in vertical squat jump on rigid and sand surface”, *Sport. Biomech.*, vol. 3, núm. 1, pp. 145–158, 2004, doi: 10.1080/14763140408522835.
- [12] D. Zahradnik, J. Uchytíl, R. Farana, y D. Jandacka, “Ground Reaction Force and Valgus Knee Loading during Landing after a Block in Female Volleyball Players”, *J. Hum. Kinet.*, vol. 40, núm. 1, pp. 67–75, 2014, doi: 10.2478/hukin-2014-0008.
- [13] B. Yu, C. F. Lin, y W. E. Garrett, “Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task”, *Clin. Biomech.*, vol. 21, núm. 3, pp. 297–305, 2006, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.11.003.
- [14] El Comercio, “Diseñan en el país sistema para mejorar el rendimiento deportivo”, 2018. <https://elcomercio.pe/tecnologia/disenan-pais-sistema-mejorar-rendimiento-deportivo-noticia-529695/> (consultado mar. 10, 2019).
- [15] FIVB, “FIVB’s new web-based tool for education and training will be upgraded with ‘current techniques in women’s volleyball 2006’!” <http://www.fivb.org/EN/Technical/eLibrary/> (consultado jul. 15, 2019).
- [16] H. S. Choi, C. H. Lee, M. Shim, J. I. Han, y Y. S. Baek, “Design of an artificial neural network algorithm for a low-cost insole sensor to estimate the ground reaction force (GRF) and calibrate the center of pressure (CoP)”, *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, núm. 12, 2018, doi: 10.3390/s18124349.
- [17] R. Eguchi y M. Takahashi, “Insole-Based Estimation of Vertical Ground Reaction Force Using One-Step Learning with Probabilistic Regression and Data Augmentation”, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 27, núm. 6, pp. 1217–1225, 2019, doi: 10.1109/TNSRE.2019.2916476.
- [18] DigitSole, “PODOSmart, smart healthcare insoles”. <https://www.podosmart.tech/shop/podosmart-smart-healthcare-insoles/> (consultado abr. 15, 2019).
- [19] Tekscan, “F-Scan System”. <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system/> (consultado abr. 15, 2019).
- [20] Novel.de, “Loadsol: plantar normal force inside footwear”.

- <https://www.novel.de/products/loadsol/> (consultado abr. 15, 2019).
- [21] Moticon.de, “Moticon Science: High performance motion analysis.” <https://www.moticon.de/insole3-overview/> (consultado abr. 15, 2019).
- [22] V. V Kulkarni, “Embedded wearable device for monitoring diabetic foot ulcer parameters”, University of Twente, 2019.
- [23] A. Aggarwal, R. Gupta, y R. Agarwal, “Design and Development of Integrated Insole System for Gait Analysis”, *2018 11th Int. Conf. Contemp. Comput. IC3 2018*, pp. 1–5, 2018, doi: 10.1109/IC3.2018.8530543.
- [24] M. A. Bencheikh y S. Boukhenous, “A Wearable Preventive Insole for Diabetic Patients”, *Proc. IEEE/ACS Int. Conf. Comput. Syst. Appl. AICCSA*, vol. 2018-Novem, pp. 1–2, 2019, doi: 10.1109/AICCSA.2018.8612894.
- [25] R. Eguchi, A. Yorozu, y M. Takahashi, “Accessible ground reaction force estimation using insole force sensors without force plates”, *2017 Asian Control Conf. ASCC 2017*, vol. 2018-Janua, pp. 2861–2865, 2017, doi: 10.1109/ASCC.2017.8287631.
- [26] A. H. Abdul Razak, A. Zayegh, R. K. Begg, y Y. Wahab, “Foot plantar pressure measurement system: A review”, *Sensors*, vol. 12, núm. 7, pp. 9884–9912, 2012, doi: 10.3390/s120709884.
- [27] M. Popovici y E. Budescu, “Aspects of Thermodynamics in Sports Footwear”, vol. 15, pp. 145–150, 2014.
- [28] J. G. Garcia, I. Luis, C. G. Chicoma, E. R. Villota, y D. Elias, “Modelo Eesquelético para el Análisis Ddinámico en el Plano Sagital de la Técnica de Recepción en el Voleibol”, 2017, p. 8.
- [29] S. Fraser, “A Method of Using Computer Simulation to Assess the Functional Performance of Football Boots”, Loughborough University, 2015.
- [30] Tekscan, “FlexiForce A301 Sensor”. <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a301> (consultado jun. 01, 2019).
- [31] Digi Key Electronics, “Interlink Electronics 34-00004”. <https://www.digikey.es/product-detail/es/interlink-electronics/34-00004/1027-1014-ND/2798665> (consultado jun. 01, 2019).
- [32] Mouser Electronics, “Ohmite FSR03CE”. <https://www.mouser.es/ProductDetail/Ohmite/FSR03CE?qs=r5DSvlrkXmL%252BeheCAE%252B4zA==> (consultado jun. 01, 2019).
- [33] Tekscan, “Best Practices in Electrical Integration of the FlexiForce Sensor”.

Tekscan, p. 10.

- [34] Intusoft, “Better Design Through Simulation”, 2019. <http://www.intusoft.com/> (consultado may 22, 2019).
- [35] H. Wang, J. Liu, y S. Chen, “An intelligent 3D force platform for plantar pressure distribution measurement”, *2009 IEEE Int. Conf. Mechatronics Autom. ICMA 2009*, pp. 4479–4483, 2009, doi: 10.1109/ICMA.2009.5244849.
- [36] Pimoroni, “SparkFun Analog/Digital MUX Breakout - CD74HC4067”. <https://shop.pimoroni.com/products/sparkfun-analog-digital-mux-breakout-cd74hc4067> (consultado jun. 01, 2019).
- [37] RobotShop, “Microcontrolador Bluetooth 4.0 BLE Bluno Arduino Uno”. <https://www.robotshop.com/es/es/microcontrolador-bluetooth-40-ble-bluno-arduino-uno.html> (consultado jun. 01, 2019).
- [38] Naylamp Mechatronics, “Módulo Micro SD Card”. <https://naylampmechatronics.com/modulos/104-modulo-micro-sd-card.html> (consultado jun. 01, 2019).
- [39] Adafruit, “Adafruit Powerboost 1000C - Overview”. <https://learn.adafruit.com/adafruit-powerboost-1000c-load-share-usb-charge-boost/overview> (consultado jun. 01, 2019).
- [40] Texas Instruments, “Synchronous Boost Converter with 2A Switch”. p. 25, 2004, Consultado: jun. 01, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/tps61090.pdf>.
- [41] Hi-Fi Electrónica, “Bateria de 3.7V 1400mAH ION litio recargable”. <https://www.hifisac.com/shop/product/il-454261-bateria-de-3-7v-1400mah-ion-litio-recargable-83?search=1400+mAh#attr=> (consultado jun. 01, 2019).
- [42] Cytron Marketplace, “2-Pin KCD1-101 Rocker Switch 6A/250V Red”. <https://www.cytron.io/p-2-pin-kcd1-101-rocker-switch-6a-250v-red> (consultado jun. 01, 2019).
- [43] Chiropractics Economics, “The gait cycle: it’s not as boring as it seems”, 2019. <https://www.chiroeco.com/gait-cycle/> (consultado oct. 09, 2019).

UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

ANEXOS

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE
INGENIERO MECATRÓNICO

AUTOR:

Leonardo Gabriel Bravo Thais

ASESORA:

Elizabeth Roxana Villota Cerna, PhD

Lima, agosto, 2020

ANEXOS

1. Anexo A: Lista de exigencias
2. Anexo B: Códigos
3. Anexo C: Resultados de las pruebas con el prototipo
4. Anexo D: Hojas de datos de componentes mecánicos y electrónicos
5. Anexo E: Cotizaciones
6. Anexo F: Planos mecánicos y electrónicos





ANEXOS A
LISTA DE EXIGENCIAS

LISTA DE EXIGENCIAS		
Proyecto:	Desarrollo de sistema tipo wearable para medición de fuerzas verticales de contacto pie-piso con aplicación en el voleibol	
Cliente:	Pontificia Universidad Católica del Perú	
Tipo	Características	Descripción
E	Función Principal	Medir las fuerzas verticales de contacto pie-piso producidas en la planta del pie de un jugador de vóleybol durante la realización del gesto técnico de la recepción del balón. Además, brindar información sobre la fuerza vertical resultante, así como la ubicación del punto donde esta se encuentra (centro de presiones).
E	Geometría	Largo < 31 cm Ancho < 10 cm Espesor < 1 cm
E	Masa	< 300 g
E	Cinemática	Posicionamiento preciso del sistema en el calzado.
E	Carga	< 80 kg
E	Operación	Medición: Fuerza resultante $\leq 3.4 * \text{Carga}$ Temperatura de operación: 25 °C – 50 °C Altura de funcionamiento: < 1000 m.s.n.m.
E	Energía	Alimentación: 3.7-7.4 VDC
E		Duración de batería > 3 horas
E	Señales	Entrada Fuerzas de contacto aplicadas Señal de encendido/apagado Señal de inicio/fin de medición
E		Salida Frecuencia de muestreo: > 20 Hz Fuerzas verticales de contacto medidas Fuerza resultante vertical de contacto Posición de centro de presiones

E	Comunicación	Envío de datos de forma inalámbrica.
E	Interfaz	Visualización de datos en interfaz gráfica.
E	Seguridad	Protección de la persona contra riesgo eléctrico considerando la norma IEC 60601-1:2005+AMD1:2012
D	Pruebas	Validación: Error cuadrático medio: < 20 %
E	Ergonomía	Intrusión mínima en actividad del usuario.
E	Montaje	Montaje e instalación del dispositivo: < 5 minutos
E	Material	Selección de materiales tomando como referencia a la norma ISO 22523
D	Fabricación	Piezas de fabricación disponibles en el mercado local
E	Mantenimiento	Limpieza usando un paño húmedo después de cada uso.
E		> 1 año de vida.
E	Transporte	Traslado por solo una persona
D	Costos	< 5000 €

E: Exigencia

D: Deseo



ANEXOS B
CÓDIGOS

B.1. Código del microcontrolador

A continuación se presenta el código del microcontrolador Bluno el cual está escrito en el lenguaje de Arduino.

```
#include <SPI.h>
#include "SdFat.h"
#include <elapsedMillis.h>

SdFat SD;

File myFile;

elapsedMillis timeElapsed;

const int numSensor = 15;

const int muxS0 = 7;
const int muxS1 = 8;
const int muxS2 = 9;
const int muxS3 = 10;
const int muxEn = 6;

const int chipSelect = 4;

//Coeficientes para Curva de voltaje
const float _w[numSensor] =
{221.973,190.574,213.855,227.854,223.648,205.712,197.163,
246.619,239.499,230.816,249.787,24
4.249,202.788,173.687,209.377};

const float _b[numSensor] =
{446.25,447.93,447.50,447.61,446.89,447.80,446.09,
447.90,447.33,448.33,446.45,448.38
,448.63,446.04,449.38};

//Posiciones en X e Y de los sensores
const float _x[numSensor] = {-15.57,4.15,-12.51,
-13.46,9.73,28.77,46.43};

const float _y[numSensor] = {111.43,180.62,31.65,
159.10,19.08,212.54,179.35};

float adc_new[numSensor];
byte inMUX;//bits de seleccion del mux

float temp;
int sens[numSensor];
String info = "";
```

```

void SetMuxChannel(byte channel) {
    if(bitRead(channel, 0)==0) PORTD &= ~(1<<PORTD7);
    else PORTD |= (1<<PORTD7);
    if(bitRead(channel, 1)==0) PORTB &= ~(1<<PORTB0);
    else PORTB |= (1<<PORTB0);
    if(bitRead(channel, 2)==0) PORTB &= ~(1<<PORTB1);
    else PORTB |= (1<<PORTB1);
    if(bitRead(channel, 3)==0) PORTB &= ~(1<<PORTB2);
    else PORTB |= (1<<PORTB2);
}

void setup() {
    Serial.begin(115200);
    pinMode(muxEn, OUTPUT); //MUX Enable
    digitalWrite(muxEn, LOW); //Activación del MUX (Enable-
>LOW)
    pinMode(muxS0, OUTPUT); //Bit 0 de selección de entrada
analógica
    pinMode(muxS1, OUTPUT); //Bit 1 de selección de entrada
analógica
    pinMode(muxS2, OUTPUT); //Bit 2 de selección de entrada
analógica
    pinMode(muxS3, OUTPUT); //Bit 3 de selección de entrada
analógica

    for(int a=0;a<numSensor;a++){adc_new[a]=0; sens[a]=255;}

    if (!SD.begin(chipSelect)) return;
}

void loop() {
    int fResult=0;
    int COPX=0;
    int COPY=0;
    float numCop_x=0.0;
    float numCop_y=0.0;

    if(Serial.available() > 0){

        byte incomingByte = Serial.read();//Se lee el valor enviado
por el celular

        String nombArchivo = "PruebaNum_" + String(incomingByte) +
".txt";

        if(incomingByte != 0x00){

            myFile = SD.open(nombArchivo, O_WRITE |
O_CREAT);//abrimos el archivo
            timeElapsed = 0;

            while(true){
                fResult=0;
                numCop_x=0.0;
                numCop_y=0.0;

```

```

        for(int i=1; i<numSensor+1; i++){ //Repite captura de
datos un numero de veces igual al numero de sensores

            inMUX = byte(i);

            SetMuxChannel(inMUX); //Selecciona el canal del
multiplexor
            delayMicroseconds(350); //Espera para que se
establezca el canal del multiplexor

            temp = analogRead(A0)/1023.0 * 5095.0; //obtiene
valor del sensor

            temp = (temp - _b[i-1]); //transforma voltaje a
fuerza
            temp = temp * _w[i-1]; //transforma voltaje a fuerza
fuerza
            temp = (temp/1000.0); //transforma voltaje a
a cero

            if(temp<0.0)temp=0.0; //si es menor a cero, lo iguala
a cero

            sens[i-1]=(int)temp;

            fResult = fResult + temp;
            numCop_x = numCop_x + _x[i]*sens[i]; //numerador de
operacion para obtener el COPX
            numCop_y = numCop_y + _y[i]*sens[i]; //numerador de
operacion para obtener el COPY

        } //Termina el For

        COPX=int(numCop_x/fResult);
        COPY=int(numCop_y/fResult);

        guardarInfo2(fResult);

        byte bufferi[20] = {
            0xFF,
            (byte) fResult,
            (byte) (fResult >> 8),
            (byte) sens[0],
            (byte) sens[1],
            (byte) sens[2],
            (byte) sens[3],
            (byte) sens[4],
            (byte) sens[5],
            (byte) sens[6],
            (byte) sens[7],
            (byte) sens[8],
            (byte) sens[9],
            (byte) sens[10],
            (byte) sens[11],
            (byte) sens[12],

```

```

        (byte) sens[13],
        (byte) sens[14],
        (byte) COPX,
        (byte) COPY
    };
    Serial.write(bufferi, sizeof(bufferi));

    if(Serial.available() > 0){
        byte incomingByte = Serial.read();
        if(incomingByte == 0x00)break;
    }
} //Termina el While(true)

myFile.close();//cerramos el archivo
} //Termina if(incomingByte != 0x00)
} //termina el If(Serial.available > 0)
} //Termina el Loop

void guardarInfo2(int fResult){
    myFile.print(timeElapsed); //31 bytes en total
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[0]); //Sensor 1
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[1]); //Sensor 2
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[2]); //Sensor 3
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[3]); //Sensor 4
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[4]); //Sensor 5
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[5]); //Sensor 6
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[6]); //Sensor 7
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[7]); //Sensor 8
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[8]); //Sensor 9
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[9]); //Sensor 10
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[10]); //Sensor 11
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[11]); //Sensor 12
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[12]); //Sensor 13
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[13]); //Sensor 14
    myFile.print(" ");
    myFile.print(sens[14]); //Sensor 15
    myFile.print(" ");
    myFile.println(fResult);
}

```


B.2. Código de archivo .html

A continuación, se presenta el código del archivo .html de la aplicación para celular desarrollada. Cabe mencionar que este archivo contiene los componentes de la interfaz, como los botones, cuadros de textos, imágenes, entre otros.

```
<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
  <meta charset="utf-8" />
  <meta name="viewport" content="width=device-width, user-scalable=no,
    shrink-to-fit=no, initial-scale=1.0, minimum-scale=1.0, maximum-scale=1.0" />

  <title>Interfaz Gráfica</title>

  <style>
    @import 'ui/css/evothings-app.css';
    .center {
      display: block;
      margin-left: auto;
      margin-right: auto;
    }

    p.deviceAddress {
      margin: 5px 0px 10px 10px;
      font-size: xx-small;
      font-weight:bold;
    }
    p.deviceName {
      margin: 5px 0px 0px 10px;
      font-weight: bold
    }
    }
    div.deviceContainer {
      border-radius: 10px;
      border: 1px solid;
      border-color: #CCCCCC;
      overflow: hidden;
      margin: 10px 0px;
    }
    #loadingView {
      position: absolute;
      left: 0px;
      top: 0px;
      width: 100%;
```

```

    height: 100%;
    z-index: 1;
    display: table;
    text-align: center;
}

#loadingIndicator {
    width:20%;
    display: table-cell;
    vertical-align: middle;
    border: solid 1px;
    background-color: #ffffff;
}
</style>

<script src="cordova.js"></script>
<script src="libs/evthings/evthings.js"></script>
<script src="libs/evthings/ui/ui.js"></script>
<script src="libs/evthings/easyble/easyble.js"></script>
<script src="libs/jquery/jquery.js"></script>
<script src="libs/evthings/smoothie/smoothie.js"></script>
<script src="app.js"></script>

</head>

<body ontouchstart="">

    <header>

        <button class="back" onclick="history.back()">
            
        </button>

    </header>

    <h1 align="center">AppPucp</h1>

    <div id="startView">

        
        <button class="red wide" onclick="app.startScan()"> Buscar Dispositivo </button>

    </div>

    <div id="scanResultView" style="display:none">

```

```

</div>

<div id="controlView" style="display:none">

  <h2>Elegir opción</h2>

  <button id="Resultante" class="green wide" onclick="app.mostrarFResult()">Fuerza
Resultante</button>
  <button id="COP" class="red wide" onclick="app.mostrarCOP()">COP</button>
  <button id="Distribuida" class="green wide" onclick="app.mostrarTodo()">Fuerzas
Distribuidas</button>
  <hr>

  <button id="disconnectButton" class="red wide" onclick="app.disconnect()">Fin</b
utton>

</div>

<div id="loadingView" style="display:none">

  <div id="loadingIndicator">
    
    <p id="loadingStatus"></p>
  </div>

</div>

<div id="grafCOP" style="display:none">
  <h3 align="center">Posición del Centro de Presiones</h3>
  <h2 align="left">Posición en X</h2>
  <button id="valCOP_X" class="aluminum wide">-</button>
  <h2 align="left">Posición en Y</h2>
  <button id="valCOP_Y" class="aluminum wide">-</button>
  <hr>
  <button class="red wide" onclick="app.retroceder9()"> Atras </button>
</div>

<div id="grafResult" style="display:none">
  <h2>Fuerza Resultante Vertical</h2>

  <input id="numEnsayo" type="number" value=0 placeholder="Num Ensayo" min="
0" max="100"/>
  <button id="resultText" class="aluminum wide">-</button>
  <button class="green wide" onclick="app.iniciarPrueba()">Iniciar lectura</button>
  <button class="red wide" onclick="app.sendData([0x00])">Terminar lectura</button
>

```

```

<button id="valResult" class="aluminum wide"></button>
<canvas id="mycanvas10" width="310" height="360"></canvas>
<hr>
<button class="red wide" onclick="app.retroceder10()"> Atras </button>
</div>

<div id="grafTodo" style="display:none">
  <h1 align="center">Todos los sensores</h1>
  <canvas id="mycanvas8" width="310" height="360"></canvas>

  <h3 align="right" style="color:#00ffff;line-height:1%">SensorB</h3>
  <h3 align="left" style="color:#0080ff;line-height:1%">SensorÑ</h3>
  <h3 align="center" style="color:#808000;line-height:1%">SensorL</h3>
  <h3 align="right" style="color:#ff8040;line-height:1%">SensorA</h3>
  <h3 align="left" style="color:#00ff00;line-height:1%">SensorG</h3>
  <h3 align="center" style="color:#ffff80;line-height:1%">SensorK</h3>
  <h3 align="right" style="color:#ff0080;line-height:1%">SensorF</h3>
  <h3 align="left" style="color:#00ffff;line-height:1%">SensorC</h3>
  <h3 align="left" style="color:#0080ff;line-height:1%">SensorH</h3>
  <h3 align="left" style="color:#808000;line-height:1%">SensorD</h3>
  <h3 align="right" style="color:#ff8040;line-height:1%">SensorE</h3>
  <h3 align="center" style="color:#00ff00;line-height:1%">SensorI</h3>
  <h3 align="right" style="color:#ffff80;line-height:1%">SensorJ</h3>
  <h3 align="left" style="color:#ff0080;line-height:1%">SensorM</h3>
  <h3 align="center" style="color:#ff0080;line-height:1%">SensorN</h3>
  <h3 align="center" style="color:#000000;line-height:1%">Referencia: 0 N</h3>
  <hr>
  <button class="red wide" onclick="app.retroceder11()"> Atras </button>
</div>

</body>

</html>

```

B.3. Código de archivo .js

De la misma manera, a continuación, se presenta el código del archivo .js. Cabe mencionar que este archivo contiene las funciones asociadas a la interfaz gráfica, a la conexión Bluetooth, al manejo de gráficas, entre otros.

```
var valFResult;

var fSensores = [0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0];

var valCOPX;
var valCOPY;

var working9 = 0;
var working10 = 0;
var working11 = 0;

maxRangeY = 700;
minRangeY = -30;

if (window.hyper && window.hyper.log) { console.log = hyper.log; };

document.addEventListener(
  'deviceready',
  function() { evthings.scriptsLoaded(app.initialize) },
  false);

var app = {};

app.DFRBLU_SERVICE_UUID = '0000dfb0-0000-1000-8000-00805f9b34fb';
app.DFRBLU_CHAR_RXTX_UUID = '0000dfb1-0000-1000-8000-00805f9b34fb';

app.initialize = function()
{
  app.connected = false;
};

app.startScan = function()
{
  app.disconnect();

  console.log('Scanning started...');

  app.devices = {};

  var htmlString =
    '' +
    '<p style="display:inline"> Scanning...</p>';

  $('#scanResultView').append($(htmlString));

  $('#scanResultView').show();
```

```
function onScanSuccess(device)
{
  if (device.name != null)
  {
    app.devices[device.address] = device;

    console.log(
      'Found: ' + device.name + ', ' +
      device.address + ', ' + device.rssi);

    var htmlString =
      '<div class="deviceContainer" onclick="app.connectTo(\' +
        device.address + \')">' +
      '<p class="deviceName">' + device.name + '</p>' +
      '<p class="deviceAddress">' + device.address + '</p>' +
      '</div>';

    $('#scanResultView').append($(htmlString));
  }
}

function onScanFailure(errorCode)
{
  // Show an error message to the user
  app.disconnect('Failed to scan for devices. ');

  // Write debug information to console.
  console.log('Error ' + errorCode);
}

evthings.easyble.reportDeviceOnce(true);
evthings.easyble.startScan(onScanSuccess, onScanFailure);

$('#startView').hide();
};

app.setLoadingLabel = function(message)
{
  console.log(message);
  $('#loadingStatus').text(message);
}

app.connectTo = function(address)
{
  device = app.devices[address];

  $('#loadingView').css('display', 'table');
```

```
app.setLoadingLabel('Trying to connect to ' + device.name);

function onConnectSuccess(device)
{
  function onServiceSuccess(device)
  {
    // Application is now connected
    app.connected = true;
    app.device = device;

    console.log('Connected to ' + device.name);

    $('#loadingView').hide();
    $('#scanResultView').hide();
    $('#controlView').show();

    device.enableNotification(
      app.DFRBLU_SERVICE_UUID,
      app.DFRBLU_CHAR_RXTX_UUID,
      app.receivedData,
      function(errorCode) {
        console.log('BLE enableNotification error: ' + errorCode);
      },
      { writeConfigDescriptor: false });
  }

  function onServiceFailure(errorCode)
  {
    // Disconnect and show an error message to the user.
    app.disconnect('Device is not from DFRobot');

    // Write debug information to console.
    console.log('Error reading services: ' + errorCode);
  }

  app.setLoadingLabel('Identifying services...');

  // Connect to the appropriate BLE service
  device.readServices([app.DFRBLU_SERVICE_UUID], onServiceSuccess, onServiceFailure);
}

function onConnectFailure(errorCode)
{
  // Disconnect and show an error message to the user.
  app.disconnect('Failed to connect to device');
```

```
// Write debug information to console
console.log('Error ' + errorCode);
}

// Stop scanning
evthings.easyble.stopScan();

// Connect to our device
console.log('Identifying service for communication');
device.connect(onConnectSuccess, onConnectFailure);
};

app.sendData = function(data)
{
  if (app.connected)
  {
    function onMessageSendSuccess()
    {
      console.log('Succeeded to send message.');
```

```
    }

    function onMessageSendFailure(errorCode)
    {
      console.log('Failed to send data with error: ' + errorCode);
      app.disconnect('Failed to send data');
    }

    data = new Uint8Array(data);

    app.device.writeCharacteristic(
      app.DFRBLU_CHAR_RXTX_UUID,
      data,
      onMessageSendSuccess,
      onMessageSendFailure);
  }
  else
  {
    // Disconnect and show an error message to the user.
    app.disconnect('Disconnected');

    // Write debug information to console
    console.log('Error - No device connected.');
```

```
  }
};
```



```
app.receivedData = function(data)
{
  if (app.connected)
  {
    var data = new Uint8Array(data);

    if (data[0] === 0xFF){

      valFResult = (data[2] << 8) | data[1];
      $('#valResult').text(valFResult);

      for (p = 0; p < fSensores.length; p++){
        fSensores[p] = data[3+p];
      }
      valCOPX = data[18];;
      $('#valCOP_X').text(valCOPX);

      valCOPY = data[19];;
      $('#valCOP_Y').text(valCOPY);
    }

  }
  else
  {
    // Disconnect and show an error message to the user.
    app.disconnect('Disconnected');

    // Write debug information to console
    console.log('Error - No device connected.');
```

```
  }
};

app.disconnect = function(errorMessage)
{
  if (errorMessage)
  {
    navigator.notification.alert(errorMessage, function() {});
  }

  app.connected = false;
  app.device = null;

  // Stop any ongoing scan and close devices.
  evthings.easyble.stopScan();
```

```

evothings.easyble.closeConnectedDevices();

console.log('Disconnected');

$('#scanResultView').hide();
$('#scanResultView').empty();
$('#controlView').hide();
$('#startView').show();
};

app.mostrarCOP = function()
{
    $('#grafCOP').show();
    $('#controlView').hide();
}

app.mostrarFResult = function()
{
    $('#grafResult').show();
    $('#controlView').hide();

    if(working10==0){
        var smoothie = new SmoothieChart({ millisPerPixel:5,
            labels: {fillStyle:'#000000'},
            grid: {fillStyle:'#ffffff'},
            maxValue:maxRangeY,minValue:minRangeY});
        smoothie.streamTo(document.getElementById("mycanvas10"),500);

        // Data
        var line = new TimeSeries();
    }
    // Add a random value to each line every second
    setInterval(function() {
        line.append(new Date().getTime(), valFResult);
    }, 500);

    // Add to SmoothieChart
    smoothie.addTimeSeries(line,{strokeStyle:'#ff80c0'});
}

app.mostrarTodo = function()
{
    $('#grafTodo').show();
    $('#controlView').hide();

    if(working11==0){
        var smoothie = new SmoothieChart({ millisPerPixel:5,

```

```

                                labels: {fillStyle: '#000000'},
                                grid: {fillStyle: '#ffffff'},
                                maxValue: maxRangeY, min Value: minRange Y});
smoothie.streamTo(document.getElementById("mycanvas8"), 500);

// Data
var lineF = [0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,0];

for(y=0;y<lineF.length;y++){
    lineF[y] = new TimeSeries();
}
}
// Add a value to each line every second
setInterval(function() {
    lineF[0].append(new Date().getTime(), 0);
    for(i=0;i<lineF.length-1;i++){
        lineF[i+1].append(new Date().getTime(), fSensores[i]);
    }
}, 500);

lineColors = [ '#000000', '#00ff00', '#0080ff', '#ffff80', '#ff8040', '#ff0080', '#00ffff',
                '#808000', '#000000', '#000000', '#000000', '#000000', '#000000', '#000000',
                '#000000', '#000000']

for(j=0;j<lineF.length;j++){
    smoothie.addTimeSeries(lineF[j], {lineWidth: 2, strokeStyle: '#000000'});
}
}

app.retrocéder9 = function()
{
    working9=1;
    $('#controlView').show();

    $('#grafCOP').hide();
}

app.retrocéder10 = function()
{
    working10=1;
    $('#controlView').show();

    $('#grafResult').hide();
}

```

```
app.retroceder11 = function()
{
  working11=1;
  $('#controlView').show();

  $('#grafTodo').hide();
}

app.iniciarPrueba = function()
{
  var x = document.getElementById("numEnsayo").value;

  if(x != 0){
    $('#resultText').text(x);
  }
  else{
    $('#resultText').text(0);
  }

  xH = 0x00 + x
  app.sendData([xH])
};
```





ANEXOS C
RESULTADOS DE LAS PRUEBAS CON EL
PROTOTIPO

C.1 Resultados de las pruebas con prototipo de plantilla

A continuación, se presenta un cuadro resumen con toda la información recolectada por el wearable diseñado y por una plataforma de fuerza y con el promedio y la desviación estándar tanto para el valor del factor como para el valor del RMSE.

Gesto 1 – Factor variable		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
1	1.500	14.496
2	1.530	12.233
3	1.600	11.806
Promedio	1.543	12.845
Desviación estándar	0.051	1.446

Gesto 2 – Factor variable		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
4	1.500	26.620
5	1.480	22.588
6	1.490	26.591
7	1.510	23.698
8	1.490	29.060
9	1.490	26.640
10	1.530	23.959
11	1.530	24.745
12	1.540	26.161
Promedio	1.507	25.562
Desviación estándar	0.022	1.984

Gesto 3 – Factor variable		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
13	1.730	59.933
14	1.700	71.282
15	1.670	36.923
16	1.760	70.940
17	1.710	89.373
18	1.680	48.292
19	1.800	54.354
20	1.770	66.002
21	1.750	40.962
Promedio	1.730	59.785
Desviación estándar	0.044	16.618

Gesto 4 – Factor variable		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
22	1.710	80.186
23	1.770	72.320
24	1.740	55.537
Promedio	1.740	69.348
Desviación estándar	0.030	12.590

Por último, se puede obtener un valor promedio del factor para todas las pruebas.

Promedio	2.484
Desviación estándar	0.310

Se procedió a utilizar dicho factor para todas las pruebas. El valor del RMSE en todas las pruebas usando estos nuevos valores se muestran a continuación.

Gesto 1 – Factor fijo		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
1	2.484	102.250
2	2.484	94.546
3	2.484	76.486
Promedio	2.484	91.094
Desviación estándar	0.000	13.224

Gesto 2 – Factor fijo		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
4	2.484	59.166
5	2.484	73.467
6	2.484	76.583
7	2.484	44.662
8	2.484	56.788
9	2.484	46.275
10	2.484	49.379
11	2.484	53.944
12	2.484	53.878
Promedio	2.484	57.127
Desviación estándar	0.000	11.201

Gesto 3 – Factor fijo		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
13	2.484	45.904
14	2.484	100.470
15	2.484	60.892
16	2.484	70.291
17	2.484	85.137
18	2.484	76.568
19	2.484	80.173
20	2.484	111.270
21	2.484	74.069
Promedio	2.484	78.308
Desviación estándar	0.000	19.578

Gesto 4 – Factor fijo		
N° prueba	Factor	RMSE (N)
22	2.484	73.384
23	2.484	90.081
24	2.484	99.223
Promedio	2.484	87.563
Desviación estándar	0.000	13.102



ANEXOS D
HOJA DE DATOS DE COMPONENTES
MECÁNICOS Y ELECTRÓNICOS

D.1. Material semiflexible TPU 95A

Ficha de datos técnicos TPU 95A

Ultimaker

Denominación química	Poliuretano termoplástico
Descripción	El filamento de TPU 95A es muy versátil para aplicaciones industriales y es la opción idónea para una amplia gama de proyectos de fabricación que requieren tanto las cualidades del caucho como las del plástico. El TPU 95A se ha diseñado para ofrecer homogeneidad en la impresión 3D y es un filamento semiflexible y resistente a los productos químicos con una fuerte adhesión entre capas. Además, es más fácil y rápido de imprimir que otros filamentos de TPU.
Características principales	Resistencia excepcional al deterioro por uso, alta resistencia a los impactos, dureza Shore A de 95, hasta un 580 % de alargamiento a la rotura y buena resistencia a la corrosión causada por muchos productos químicos y aceites industriales habituales.
Aplicaciones	Prototipado funcional, empuñaduras, guías, bisagras, manguitos, piezas de encaje a presión y carcasas protectoras.
No adecuado para	Aplicaciones en contacto con alimentos e in vivo. Inmersión prolongada en radiación UV y/o humedad y aplicaciones en las que la parte impresa está expuesta a temperaturas superiores a 100 °C.

Especificaciones del filamento

	<u>Valor</u>	<u>Método</u>
Diámetro	2,90 ± 0,13 mm	Medidor láser de 2 ejes
Desviación de redondez máxima	0,07 mm	Medidor láser de 2 ejes
Peso neto del filamento	750 g	-
Longitud del filamento	~96 m	-

Información sobre el color

<u>Color</u>	<u>Código de color</u>
TPU 95A blanco	RAL 9010
TPU 95A negro	RAL 9005
TPU 95A rojo	RAL 3031
TPU 95A azul	RAL 5002

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	26,0 MPa	ASTM D638
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	8,6 MPa	ASTM D638
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	39,0 MPa	ASTM D638
Alargamiento a la deformación	-	-	55,0 %	ASTM D638
Alargamiento a la rotura	-	-	580,0 %	ASTM D638
Resistencia a la flexión	-	-	4,3 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	78,7 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	34,4 kJ/m ²	ISO 180
Resistencia a la prueba de impacto Charpy (a 23 °C) -	-	-	-	-
Dureza	-	-	95 (Shore A) 46 (Shore D)	ASTM D2240 Durómetro
Resistencia a la abrasión	-	-	0,06 g	ASTM D4060 (pérdida de masa, 10 000 ciclos)

<u>Propiedades térmicas</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Índice de fluidez (MFR)	15,9 g/10 min	ISO 1133 (225 °C, 1,2 kg)
Deformación térmica (HDT) a 0,455 MPa	74 °C	ASTM D648
Deformación térmica (HDT) a 1,82 MPa	49 °C	ASTM D648
Transición vítrea	-24 °C	DSC
Coefficiente de expansión térmica	100·10 ⁻⁴ °C ⁻¹	ASTM E693
Temperatura de fusión	220 °C	DSC
Contracción térmica	-	-

<u>Propiedades eléctricas</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Resistividad de volumen	10 ¹¹ Ω·m	IEC 60093
Resistencia superficial	2·10 ¹⁴ Ω	IEC 60093

(*) Ver las notas.

<u>Otras propiedades</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Gravedad específica	1,22	ASTM D782
Clasificación de llama	Clase HB	ICE 60695-11-10
Absorción de humedad	0,18 %	ASTM D570 (24 h)

Notas

Las propiedades indicadas corresponden a los valores promedio de un lote típico. Las barras para los ensayos de tracción se imprimieron con 2 amazonas, flujo de material del 107 %, temperatura de tobera de 260 °C, temperatura del lecho de 45 °C, diámetro de tobera de 0,8 mm, velocidad de relleno de 40 mm/s, velocidad de impresión de 30 mm/s y altura de capa de 0,3 mm. Las barras para los ensayos de flexión e impacto se imprimieron en el plano XY, utilizando el perfil de calidad normal en Cura 2.1, una Ultimaker 2+, una tobera de 0,4 mm, relleno del 90 %, una temperatura de tobera de 235 °C y una temperatura de la placa de impresión de 70 °C. Los valores son la media de 5 muestras blancas y 5 negras para los ensayos de flexión e impacto. La dureza Shore D se midió en un recuadro de 7 mm de grosor impreso en el plano XY, utilizando el perfil de calidad normal en Cura 2.5, una Ultimaker 3, un núcleo de impresión de 0,4 mm y relleno del 100 %. Ultimaker trabaja constantemente para ampliar la información de las fichas de datos técnicos.

Descargo de responsabilidad

La información o asistencia técnica proporcionadas en esta ficha se facilitan y aceptan por su cuenta y riesgo y Ultimaker y sus filiales no ofrecen ninguna garantía relativa o debida a ellas. Ultimaker y sus filiales no asumen ninguna responsabilidad por el uso de esta información o de ningún producto, método o aparato mencionado y deberá determinar personalmente su idoneidad e integridad para su propio uso, para la protección del medio ambiente y para la salud y la seguridad de sus empleados y los compradores de sus productos. No se ofrece ninguna garantía sobre la capacidad para el comercio o la idoneidad de ningún producto y nada de lo aquí estipulado constituye una renuncia a ninguna de las condiciones de venta de Ultimaker. Las especificaciones están sujetas a modificación sin previo aviso.

Versión Versión 3.010
Fecha 16/05/2017

Ultimaker

D.2. Material plástico PLA

Ficha de datos técnicos PLA		Ultimaker
Denominación química	Ácido poliláctico	
Descripción	El filamento de PLA Ultimaker ofrece una experiencia de impresión 3D sencilla gracias a su fiabilidad y buena calidad superficial. Nuestro PLA está fabricado con materiales orgánicos y renovables. Es seguro, fácil de utilizar en la impresión y se adecua a una amplia gama de aplicaciones para usuarios nuevos y experimentados.	
Características principales	El PLA ofrece una buena resistencia a la tracción y calidad superficial, facilita el trabajo a altas velocidades de impresión, simplifica el uso en entornos domésticos y de oficina y permite la creación de piezas de alta resolución. Existe una amplia gama de opciones de color disponibles.	
Aplicaciones	Herramientas domésticas, juguetes, proyectos educativos, objetos de exposición, prototipado, modelos arquitectónicos y también métodos de fundición a la cera perdida para crear piezas de metal.	
No adecuado para	Aplicaciones en contacto con alimentos e in vivo. Uso prolongado en exteriores o aplicaciones en las cuales la parte impresa está expuesta a temperaturas superiores a 50 °C.	
<u>Especificaciones del filamento</u>		
Diámetro	2,85 ± 0,10 mm	-
Desviación de redondez máxima	0,10 mm	-
Peso neto del filamento	350 g / 750 g	-
Longitud del filamento	-44 m / -95 m	-
<u>Información sobre el color</u>		
	<u>Color</u>	<u>Código de color</u>
	PLA verde	RAL 6018
	PLA negro	RAL 9005
	PLA plata metalizado	RAL 9006
	PLA blanco	RAL 9010
	PLA transparente	n.p.
	PLA naranja	RAL 2008
	PLA azul	RAL 5002
	PLA magenta	RAL 4010
	PLA rojo	RAL 3020
	PLA amarillo	RAL 1003
	PLA blanco nacarado	RAL 1013
Ficha de datos técnicos -- PLA Ultimaker	Página 1	

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>	<u>Valor típico</u>	<u>Método de ensayo</u>
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m ²	ISO 180
Resistencia a la prueba de impacto Charpy (a 23 °C)	-	-	-	-
Dureza	-	-	83 (Shore D)	Durómetro
<u>Propiedades térmicas</u>	<u>Valor típico</u>		<u>Método de ensayo</u>	
Índice de fluidez (MFR)	6,09 g/10 min		ISO 1133 (210 °C, 2,16 kg)	
Deformación térmica (HDT) a 0,455 MPa	-		-	
Deformación térmica (HDT) a 1,82 MPa	-		-	
Transición vítrea	-60 °C		ISO 11357	
Coefficiente de expansión térmica	-		-	
Temperatura de fusión	145-160 °C		ISO 11357	
Contracción térmica	-		-	
<u>Otras propiedades</u>	<u>Valor típico</u>		<u>Método de ensayo</u>	
Gravedad específica	1,24		ASTM D1505	
Clasificación de llama	-		-	

(*) Ver las notas.

D.3. Sensor FlexiForce A301

FlexiForce™ Standard Model A301

The A301 design is optimized for high volume manufacturing and is ideal for embedding into products and applications. This sensor is available in low and high quantities off-the-shelf, ideal for an easy proof of concept. The A301 can be used with our test & measurement, prototyping, and embedding electronics, including the OEM Development Kit, FlexiForce Quickstart Board, and the ELF™ System*. You can also use your own electronics, or multimeter.

Actual size of sensor

Physical Properties

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	25.4 mm (1 in.)**
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	2-pin Male Square Pin
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

Benefits

- Small size is ideal for prototyping and integration
- Available with Enhanced Stability Series (ESS) pressure sensitive ink for high-temperature and high-humidity environments
- Thin and flexible
- Easy to use

* Sensor will require an adapter/extender to connect to the ELF System. Contact your Tekscan representative for assistance.

**Length does not include pins. Please add approximately 6 mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 32 mm (1.25 in.)

DS Rev F 101518

ISO 9001 Compliant & 13485 Registered

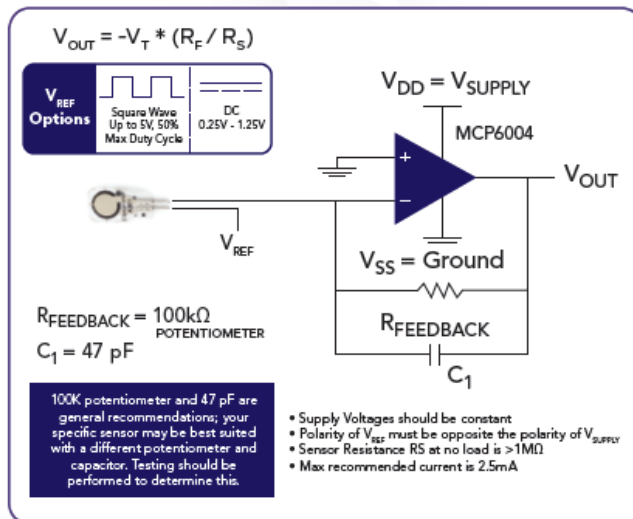
Standard Force Ranges as Tested with Circuit Shown

- 4.4 N (0 - 1 lb)
- 111 N (0 - 25 lb)
- 445 N (0 - 100 lb) †

†This sensor can measure up to 4,448 N (1,000 lb). In order to measure higher forces, apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.25 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.). To measure lower forces, apply a higher drive voltage and increase the resistance of the feedback resistor.

Sensor output is a function of many variables, including interface materials. Therefore, Tekscan recommends the user calibrate each sensor for the application.

Recommended Circuit



	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3% of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5%	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Convection and conduction heat sources
Acceptance Criteria	±40% sensor-to-sensor variation	

*All data above was collected utilizing an Op Amp Circuit. If your application cannot allow an Op Amp Circuit, visit www.tekscan.com/flexiforce-integration-guides, or contact a FlexiForce Applications Engineer.

Force reading change per degree of temperature change = 0.36%/°C (±0.2%/°F).

PURCHASE TODAY ONLINE AT WWW.TEKSCAN.COM/STORE



©Tekscan Inc., 2018. All rights reserved. Tekscan, the Tekscan logo, and FlexiForce are trademarks or registered trademarks of Tekscan, Inc.

+1.617.464.4283 | 1.800.248.3669 | info@tekscan.com | www.tekscan.com/flexiforce

D.4. Microcontrolador Bluno



Bluno SKU:DFR0267



Contents

- [1 Introduction](#)
- [2 Specification](#)
- [3 Bluno Basic Demo](#)
 - [3.1 Tools needed](#)
 - [3.2 Steps](#)
- [4 Board Overview](#)
- [5 Wireless Programming via BLE](#)
- [6 Update BLE Firmware on Bluno \(AT+VERSION to check the version\)](#)
 - [6.1 Version 1.7 or before](#)
 - [6.2 Version 1.8 or later](#)
- [7 Configure the BLE through AT command](#)
 - [7.1 Version 1.8 or later](#)
 - [7.2 Version 1.7 or before](#)
 - [7.3 AT Command List](#)

Introduction

It's time to get **Bluetooth 4.0** into your project, together with your phone! For aficionados of smart devices and wearables, now you can go further than hacking things bought in the market to building your own prototype out of garage. The Bluno board is the first Arduino board integrating BT 4.0(BLE) module, making it an ideal prototyping platform for both software and hardware developers to go wireless. You will be able to develop your own smart bracelet , smart pedometer and so on. Through the low- power Bluetooth 4.0 technology, real-time low energy communication can be made

really easily. What's more, we also developed the App for the Bluno (both Android and IOS), and they are completely **opensource**, so that you can modify and develop your own BLE-hardware platform.

For the demo application and Arduino code, we integrated dfrobot wireless libraries for the beginners. The idea is to offer a simple way for you to use wireless modules without learning the sophisticated wireless communication protocol. However, for the developer, recommend to custom or choose the protocol according to the product features or the application.

By the way, except of many other BLE products, we also developed the [Accessory Shield for Bluno](#) for you to help you build your idea faster and easier, enjoy your wireless journey!



Keep Your Bluno Updated

We have released a new version bootloader which is much more stable than the last version. Especially that it can resist in insufficient power supply, motor magnetic-field interferenceit, etc. Visit forum to find how, [How to upgrade DF BLE device bootloader to 2.0?](#)

- To avoid getting your BLE card defective (bootloader lost), please read [Common Arduino Operation Notes, NO.1](#)

Specification

Basic	Feature
On-board BLE chip: TI CC2540 Baud Rate: 9600 - 115200 bps Transmission range(Open Space): more than 70m Transmission range(Office): about 20m Power Supply:USB Powered or External 7V~12V DC Output Current (I/O pin): 40mA Output Current (Power pin): 200mA Microcontroller: Atmega328 Bootloader: Arduino Uno Compatible with the Arduino Uno pin mapping Size: 60mm * 53mm Weight: 30g	Support Wireless Programming Via BLE Support Bluetooth HID Support IBeacons Support AT command to config the BLE Transparent communication through Serial BLE firmware updating Supported: Android System 4.3+ with BLE4.0 module inside with original firmware with BLE driver. e.g. Nexus 4+, Xaiomi 2s, Samsung Galaxy s4, Samsung Galaxy note 3 etc. iOS 7.0+ devices: iPhone 4s+, iPad 3+, iPad Mini, iPod 5th Gen (iPhone 4s is not 100% supported.) Not compatible with: Other brand BLE modules/devices since different firmware using in CC2540 e.g. FAQ > Q12 Bluetooth 2.0 or other types of bluetooth modules/devices

D.5. Módulo MicroSD

eBay Search:

Micro SD Card Micro SDHC Mini TF Card Adapter Reader Module for Arduino



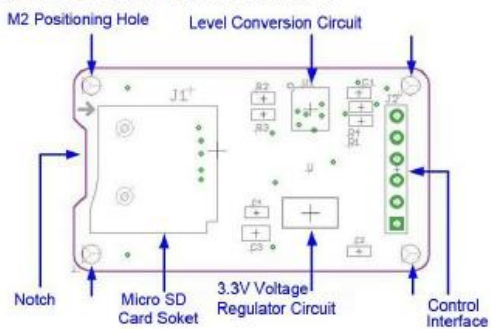
Description

- The module (MicroSD Card Adapter) is a Micro SD card reader module for reading and writing through the file system and the SPI interface driver, SCM system can be completed within a file MicroSD card
- Support Micro SD Card, Micro SDHC card (high speed card)
- Level conversion circuit board that can interface level is 5V or 3.3V
- Power supply is 4.5V ~ 5.5V, 3.3V voltage regulator circuit board
- Communications interface is a standard SPI interface
- 4 M2 screws positioning holes for easy installation
- Control Interface: A total of six pins (GND, VCC, MISO, MOSI, SCK, CS), GND to ground, VCC is the power supply, MISO, MOSI, SCK for SPI bus, CS is the chip select signal pin;
- 3.3V regulator circuit: LDO regulator output 3.3V for level conversion chip, Micro SD card supply;
- Level conversion circuit: Micro SD card to signal the direction of converts 3.3V, MicroSD card interface to control the direction of the MISO signal is also converted to 3.3V, general AVR microcontroller systems can read the signal;
- Micro SD card connector: self bomb deck, easy card insertion.
- Positioning holes: 4 M2 screws positioning holes with a diameter of 2.2mm, so the module is easy to install positioning, to achieve inter-module combination.

Interface Parameters:

Items	Min	Typical	Max	Unit
Power Voltage VCC	4.5	5	5.5	V
Current	0.2	80	200	<u>mA</u>
Interface Electrical Potential	3.3 or 5			V
Support Card Type	Micro SD Card(<=2G), <u>Mirco</u> SDHC Card(<=32G)			—
Size	42X24X12			mm
Weight	.5			g

Mirco SD Card Interface Module:



D.6. Multiplexor CD74HC4067



Data sheet acquired from Harris Semiconductor
SCHS209C

February 1998 - Revised July 2003

**CD74HC4067,
CD74HCT4067**

**High-Speed CMOS Logic
16-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer**

Features

- **Wide Analog Input Voltage Range**
- **Low "ON" Resistance**
 - $V_{CC} = 4.5V$ 70Ω (Typ)
 - $V_{CC} = 6V$ 60Ω (Typ)
- **Fast Switching and Propagation Speeds**
- **"Break-Before-Make" Switching** $6ns$ (Typ) at $4.5V$
- **Available in Both Narrow and Wide-Body Plastic Packages**
- **Fanout (Over Temperature Range)**
 - Standard Outputs 10 LSTTL Loads
 - Bus Driver Outputs 15 LSTTL Loads
- **Wide Operating Temperature Range** ... $-55^{\circ}C$ to $125^{\circ}C$
- **Balanced Propagation Delay and Transition Times**
- **Significant Power Reduction Compared to LSTTL Logic ICs**
- **HC Types**
 - 2V to 6V Operation
 - High Noise Immunity: $N_{IL} = 30\%$, $N_{IH} = 30\%$ of V_{CC} at $V_{CC} = 5V$
- **HCT Types**
 - 4.5V to 5.5V Operation
 - Direct LSTTL Input Logic Compatibility, $V_{IL} = 0.8V$ (Max), $V_{IH} = 2V$ (Min)
 - CMOS Input Compatibility, $I_I \leq 1\mu A$ at V_{OL} , V_{OH}

Description

The CD74HC4067 and CD74HCT4067 devices are digitally controlled analog switches that utilize silicon-gate CMOS technology to achieve operating speeds similar to LSTTL, with the low power consumption of standard CMOS integrated circuits.

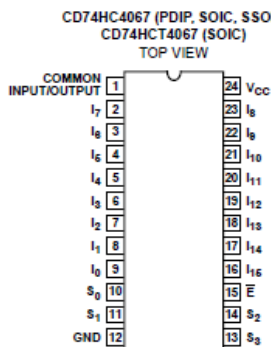
These analog multiplexers/demultiplexers control analog voltages that may vary across the voltage supply range. They are bidirectional switches thus allowing any analog input to be used as an output and vice-versa. The switches have low "on" resistance and low "off" leakages. In addition, these devices have an enable control which when high will disable all switches to their "off" state.

Ordering Information

PART NUMBER	TEMP. RANGE (°C)	PACKAGE
CD74HC4067E	-55 to 125	24 Ld PDIP
CD74HC4067M	-55 to 125	24 Ld SOIC
CD74HC4067M96	-55 to 125	24 Ld SOIC
CD74HC4067SM96	-55 to 125	24 Ld SSOP
CD74HCT4067M	-55 to 125	24 Ld SOIC

NOTE: When ordering, use the entire part number. The suffix 96 denotes tape and reel.

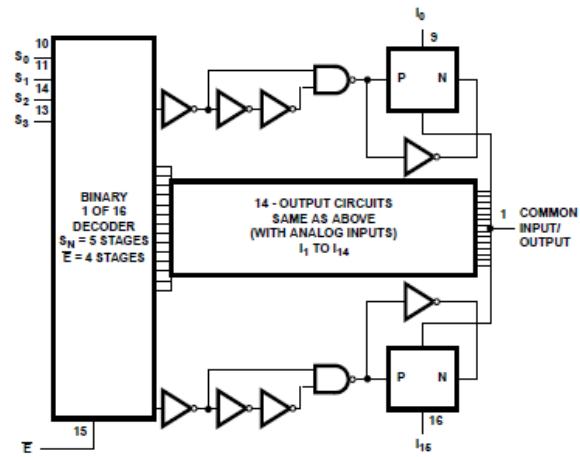
Pinout



CAUTION: These devices are sensitive to electrostatic discharge. Users should follow proper IC Handling Procedures.
Copyright © 2003, Texas Instruments Incorporated

CD74HC4067, CD74HCT4067

Functional Diagram



TRUTH TABLE

S0	S1	S2	S3	\bar{E}	SELECTED CHANNEL
X	X	X	X	1	None
0	0	0	0	0	0
1	0	0	0	0	1
0	1	0	0	0	2
1	1	0	0	0	3
0	0	1	0	0	4
1	0	1	0	0	5
0	1	1	0	0	6
1	1	1	0	0	7
0	0	0	1	0	8
1	0	0	1	0	9
0	1	0	1	0	10
1	1	0	1	0	11
0	0	1	1	0	12
1	0	1	1	0	13
0	1	1	1	0	14
1	1	1	1	0	15

H= High Level
 L= Low Level
 X= Don't Care

CD74HC4067, CD74HCT4067

Absolute Maximum Ratings

DC Supply Voltage, V_{CC} (Voltages Referenced to Ground)	-0.5V to 7V
DC Input Diode Current, I_{IK} For $V_I < -0.5V$ or $V_I > V_{CC} + 0.5V$	$\pm 20mA$
DC Drain Current, I_O For $-0.5V < V_O < V_{CC} + 0.5V$	$\pm 25mA$
DC Output Diode Current, I_{OK} For $V_O < -0.5V$ or $V_O > V_{CC} + 0.5V$	$\pm 20mA$
DC Output Source or Sink Current per Output Pin, I_O For $V_O > -0.5V$ or $V_O < V_{CC} + 0.5V$	$\pm 25mA$
DC V_{CC} or Ground Current, I_{CC}	$\pm 50mA$

Thermal Information

Thermal Resistance (Typical)	θ_{JA} ($^{\circ}C/W$)
E (PDIP) Package, Note 1	67
M (SOIC) Package, Note 2	46
SM (SSOP) Package, Note 2	63
Maximum Junction Temperature (Plastic Package)	$150^{\circ}C$
Maximum Storage Temperature Range	$-65^{\circ}C$ to $150^{\circ}C$

Operating Conditions

Temperature Range, T_A	$-55^{\circ}C$ to $125^{\circ}C$
Supply Voltage Range, V_{CC}	
HC Types	2V to 6V
HCT Types	4.5V to 5.5V
DC Input or Output Voltage, V_I, V_O	0V to V_{CC}
Input Rise and Fall Time	
2V	1000ns (Max)
4.5V	500ns (Max)
6V	400ns (Max)

CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.

NOTES:

1. The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-3.
2. The package thermal impedance is calculated in accordance with JESD 51-7.

DC Electrical Specifications

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS		V_{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
		V_I (V)	V_{IS} (V)		MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
HC TYPES												
High Level Input Voltage	V_{IH}	-	-	2	1.5	-	-	1.5	-	1.5	-	V
				4.5	3.15	-	-	3.15	-	3.15	-	V
				6	4.2	-	-	4.2	-	4.2	-	V
Low Level Input Voltage	V_{IL}	-	-	2	-	-	0.5	-	0.5	-	0.5	V
				4.5	-	-	1.35	-	1.35	-	1.35	V
				6	-	-	1.8	-	1.8	-	1.8	V
Maximum "ON" Resistance $I_O = 1mA$	R_{ON}	V_{CC} or GND	V_{CC} or GND	4.5	-	70	160	-	200	-	240	Ω
				6	-	60	140	-	175	-	210	Ω
				4.5	-	90	180	-	225	-	270	Ω
				6	-	80	160	-	200	-	240	Ω
Maximum "ON" Resistance Between Any Two Switches	ΔR_{ON}	-	-	4.5	-	10	-	-	-	-	Ω	
				6	-	8.5	-	-	-	-	Ω	
Switch "Off" Leakage Current 16 Channels	I_{LZ}	$\bar{E} = V_{CC}$	V_{CC} or GND	6	-	-	± 0.8	-	± 8	-	± 8	μA
Logic Input Leakage Current	I_I	V_{CC} or GND	-	6	-	-	± 0.1	-	± 1	-	± 1	μA

CD74HC4067, CD74HCT4067

DC Electrical Specifications (Continued)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS			25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
		V _I (V)	V _{IS} (V)	V _{CC} (V)	MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
Quiescent Device Current I _O = 0mA	I _{CC}	V _{CC} or GND	-	6	-	-	8	-	80	-	160	μA
HCT TYPES												
High Level Input Voltage	V _{IH}	-	-	4.5	2	-	-	2	-	2	-	V
Low Level Input Voltage	V _{IL}	-	-	4.5	-	-	0.8	-	0.8	-	0.8	V
Maximum "ON" Resistance I _O = 1mA	R _{ON}	V _{CC} or GND	V _{CC} or GND	4.5	-	70	160	-	200	-	240	Ω
		V _{CC} to GND	V _{CC} to GND	4.5	-	90	180	-	225	-	270	Ω
Maximum "ON" Resistance Between Any Two Switches	ΔR _{ON}	-	-	4.5	-	10	-	-	-	-	-	Ω
Switch "Off" Leakage Current 16 Channels	I _{IZ}	$\bar{E} = V_{CC}$	V _{CC} or GND	6	-	-	±0.8	-	±8	-	±8	μA
Logic Input Leakage Current	I _I	V _{CC} or GND (Note 3)	-	6	-	-	±0.1	-	±1	-	±1	μA
Quiescent Device Current	I _{CC}	V _{CC} or GND	-	6	-	-	8	-	80	-	160	μA
Additional Quiescent Device Current Per Input Pin: 1 Unit Load	ΔI _{CC} (Note 4)	V _{CC} -2.1	-	-	-	100	360	-	450	-	490	μA

NOTES:

- Any voltage between V_{CC} and GND.
- For dual-supply systems theoretical worst case (V_I = 2.4V, V_{CC} = 5.5V) specification is 1.8mA.

HCT Input Loading Table

INPUT	UNIT LOAD
S ₀ - S ₃	0.5
\bar{E}	0.3

NOTE: Unit Load is ΔI_{CC} limit specified in DC Electrical Specifications table, e.g., 360μA max at 25°C.

Switching Specifications Input t_r, t_f = 6ns

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	V _{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
				MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
HC TYPES											
Propagation Delay Time Switch In to Out	t _{pLH} , t _{pHL}	C _L = 50pF	2	-	-	75	-	95	-	110	ns
			4.5	-	-	15	-	19	-	22	ns
			6	-	-	13	-	16	-	19	ns
		C _L = 15pF	5	-	6	-	-	-	-	-	ns

CD74HC4067, CD74HCT4067

Switching Specifications Input $t_r, t_f = 6\text{ns}$ (Continued)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	V _{CC} (V)	25°C			-40°C TO 85°C		-55°C TO 125°C		UNITS
				MIN	TYP	MAX	MIN	MAX	MIN	MAX	
Switch Turn On E to Out	t_{pZH}, t_{pZL}	C _L = 50pF	2	-	-	275	-	345	-	415	ns
			4.5	-	-	55	-	69	-	83	ns
			6	-	-	47	-	59	-	71	ns
		C _L = 15pF	5	-	23	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn On Sn to Out	t_{pZH}, t_{pZL}	C _L = 50pF	2	-	-	300	-	375	-	450	ns
			4.5	-	-	60	-	75	-	90	ns
			6	-	-	51	-	64	-	76	ns
		C _L = 15pF	5	-	25	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn Off E to Out	t_{pHZ}, t_{pLZ}	C _L = 50pF	2	-	-	275	-	345	-	415	ns
			4.5	-	-	55	-	69	-	83	ns
			6	-	-	47	-	59	-	71	ns
		C _L = 15pF	5	-	23	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn Off Sn to Out	t_{pHZ}, t_{pLZ}	C _L = 50pF	2	-	-	290	-	365	-	435	ns
			4.5	-	-	58	-	73	-	87	ns
			6	-	-	49	-	62	-	74	ns
		C _L = 50pF	5	-	21	-	-	-	-	-	ns
Input (Control) Capacitance	C _I	-	-	-	10	-	10	-	10	pF	
Power Dissipation Capacitance (Notes 5, 6)	C _{PD}	-	5	-	83	-	-	-	-	pF	
HCT TYPES											
Propagation Delay Time Switch In to Out	t_{pLH}, t_{pHL}	C _L = 50pF	4.5	-	-	15	-	19	-	22	ns
		C _L = 15pF	5	-	6	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn On E to Out	t_{pZH}, t_{pZL}	C _L = 50pF	4.5	-	-	60	-	75	-	90	ns
		C _L = 15pF	5	-	25	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn On Sn to Out	t_{pZH}, t_{pZL}	C _L = 50pF	4.5	-	-	60	-	75	-	90	ns
		C _L = 15pF	5	-	25	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn Off E to Out	t_{pHZ}, t_{pLZ}	C _L = 50pF	4.5	-	-	55	-	69	-	83	ns
		C _L = 15pF	5	-	23	-	-	-	-	-	ns
Switch Turn Off Sn to Out	t_{pHZ}, t_{pLZ}	C _L = 50pF	4.5	-	-	58	-	73	-	87	ns
		C _L = 15pF	5	-	21	-	-	-	-	-	ns
Input (Control) Capacitance	C _I	-	-	-	10	-	10	-	10	pF	
Power Dissipation Capacitance (Notes 5, 6)	C _{PD}	-	5	-	96	-	-	-	-	pF	

NOTES:

5. C_{PD} is used to determine the dynamic power consumption, per package.

6. $P_D = C_{PD} V_{CC}^2 f_i + \sum (C_L + C_S) V_{CC}^2 f_o$ where f_i = input frequency, f_o = output frequency, C_L = output load capacitance, C_S = switch capacitance, V_{CC} = supply voltage.

CD74HC4067, CD74HCT4067

Analog Channel Specifications $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	V_{CC} (V)	HC/HCT	UNITS
Switch Frequency Response Bandwidth at -3dB (Figure 2)	Figure 4, Notes 7, 8	4.5	89	MHz
Sine Wave Distortion	Figure 5	4.5	0.051	%
Feedthrough Noise E to Switch	Figure 6, Notes 8, 9	4.5	TBE	mV
Feedthrough Noise S to Switch			TBE	mV
Switch "OFF" Signal Feedthrough (Figure 3)	Figure 7	4.5	-75	dB
Switch Input Capacitance, C_{IS}		-	5	pF
Common Capacitance, C_{COM}		-	50	pF

NOTES:

7. Adjust input level for 0dBm at output, $f = 1\text{MHz}$.
8. V_{IS} is centered at $V_{CC}/2$.
9. Adjust input for 0dBm at V_{IS} .

Typical Performance Curves

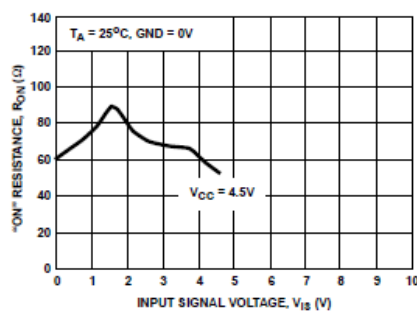


FIGURE 1. TYPICAL "ON" RESISTANCE vs INPUT SIGNAL VOLTAGE

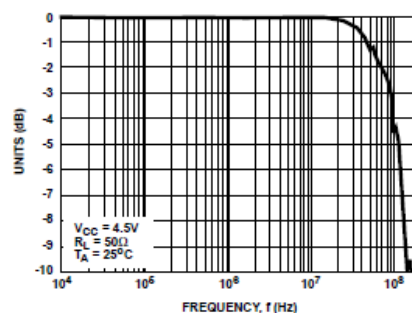


FIGURE 2. TYPICAL SWITCH FREQUENCY RESPONSE

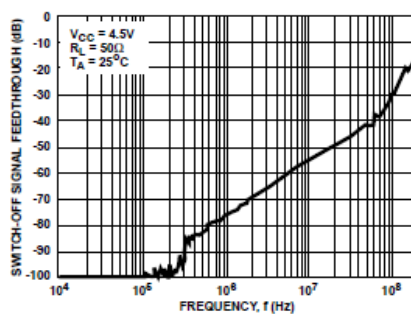
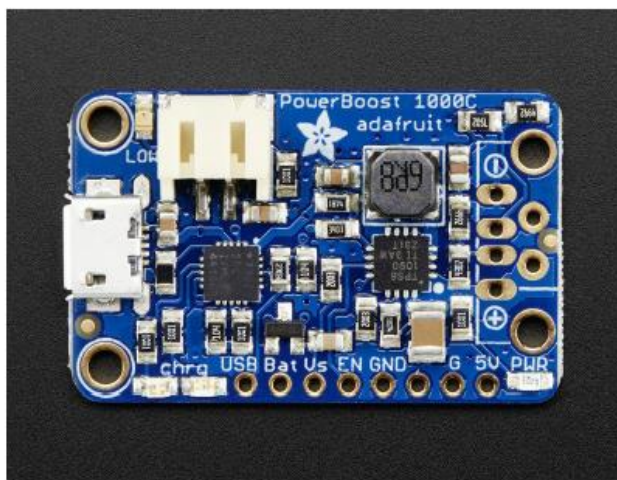


FIGURE 3. TYPICAL SWITCH-OFF SIGNAL FEEDTHROUGH vs FREQUENCY

D.7. Elevador de voltaje PowerBoost 1000C

Overview



PowerBoost 1000C is the perfect power supply for your portable project! With a built-in load-sharing battery charger circuit, you'll be able to keep your power-hungry project running even while recharging the battery! This little DC/DC boost converter module can be powered by any 3.7V Lilon/LiPoly battery, and convert the battery output to 5.2V DC for running your 5V projects.

If you don't need the 1A battery charger, smart load-sharing, or 1A IOS resistors, check out the Powerboost 500C (<https://adafru.it/dDF>)

Like our popular [5V 1A USB wall adapter](https://adafru.it/duP) (<https://adafru.it/duP>), we tweaked the output to be 5.2V instead of a straight-up 5.0V so that there's a little bit of 'headroom' for long cables, high draw, the addition of a diode on the output if you wish, etc. The 5.2V is safe for all 5V-powered electronics like Arduino, Raspberry Pi, or Beagle Bone while preventing icky brown-outs during high current draw because of USB cable resistance.



The PowerBoost 1000C has at the heart a [TPS61090 boost converter from TI](https://adafru.it/duQ) (<https://adafru.it/duQ>). This boost converter chip has some really nice extras such as low battery detection, 2A internal switch, synchronous conversion, excellent efficiency, and 700KHz high-frequency operation. Check out these specs!

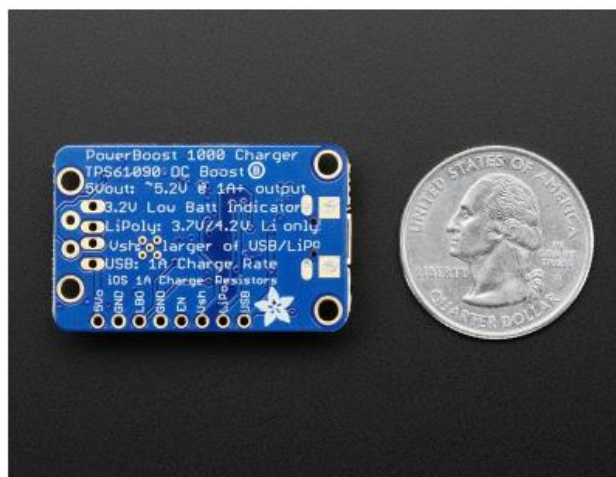
- Synchronous operation means you can disconnect the output completely by connecting the ENable pin to ground. This will completely turn off the output
- 2A internal switch (~2.5A peak limiting) means you can get 1000mA+ from a 3.7V LiPoly/Lilon battery. Just make sure your battery can handle it!
- Low battery indicator LED lights up red when the voltage dips below 3.2V, optimized for LiPo/Lilon battery usage
- Onboard 1000mA charge-rate 'IOS' data resistors. Solder in the USB connector and you can plug in any iPad, iPhone or iPod for 1000mA charge rate.
- Full breakout for battery in, control pins and power out
- 90%+ operating efficiency in most cases (see datasheet for efficiency graphs), and low quiescent current: 5mA when enabled and power LED is on, 20uA when disabled (power and low batt LED are off)



To make this even more useful, we stuck a smart load-sharing Lipoly charger on the other side. The charger circuitry is powered from a microUSB jack, and will recharge any 3.7V/4.2V Lilon or LiPoly battery at 1000mA max rate. There's two LEDs for monitoring the charge rate, a yellow one tells you its working, a green one lights up when its done.

Since the built-in battery charger has load-sharing, it will automatically switch over to the USB power when available, instead of continuously charging/draining the battery. This is more efficient, and lets you charge-and-boost at the same time without any interruption on the output so its fine for use as a "UPS" (un-interruptable power supply).

Just be aware that the charge rate is 1000mA max, and there's some inefficiency during the boosting stage, **so make super sure that the USB adapter you're using to charge with is high quality, can supply 2A and has thick power wires.** (<https://adafru.it/e5A>) This one from Adafruit is ideal and has been tested (<https://adafru.it/e5A>), lower quality ones will not act well due to the voltage drop on the wires or droop on the power supply. This is especially true if you're actually drawing 1000mA out of the PowerBoost 1000C, the MCP73871 maxes out at 1.8A (<https://adafru.it/aMO>)




This charger-booster is great for powering your robot, Arduino project, single-board-computer such as Raspberry Pi or BeagleBone! Each order comes with one fully assembled and tested PCB and a loose USB A jack. If you are powering your project from USB, solder the USB A jack in (a 3-minute soldering task). [If you would like to use a terminal block, pick up a 3.5mm 2pin block here \(https://adafru.it/duR\)](#) and solder to the output spot where the USB jack would go. Or dont solder anything in for a more compact power pack.




If you're trying to figure out how much current your project is using, check out the [CHARGER DOCTOR!](http://adafru.it/1852) (<http://adafru.it/1852>)

D.8. Batería de Li-Ion




Jauch Battery Solutions

- Reliable energy for your application
- Standard cells and customized packs
- ESD protection
- Battery Certification Experts




RoHS compliant Pb free




REACH compliant Conflict Mineral free

SPECIFICATIONS	CHARGING CHARACTERISTICS PER BATTERY PACK
Cell Used	▪ LP103048JU 1s1p
Jauch No.	▪ 246518
UL1642/UL2054	▪ YES/NO
UN 38.3	▪ YES
IEC62133	▪ NO
Nominal Voltage	▪ 3.7 V
Typ. Capacity	▪ 1450 mAh <small>(0.2C, 3.0V discharge)</small>
Min. Capacity	▪ 1430 mAh <small>(0.2C, 3.0V discharge)</small>
Weight	▪ Approx. 30 gr.
Charge Voltage	▪ 4.2 V
Standard Current	▪ 0.2 C
Max. Charging Current	▪ 0.5 C
Operating Temperature	▪ +10°C to +45°C

PCM PARAMETER PER BATTERY PACK	DISCHARGING CHARACTERISTICS PER BATTERY PACK
Overcharge Det. Voltage	▪ 4.28 V ± 0.02 V
Overcharge Rel. Voltage	▪ 4.18 V ± 0.05 V
Overdischarge Det. Voltage	▪ 3.00 V ± 0.05 V
Overdischarge Rel. Voltage	▪ 3.00 V ± 0.1 V
Over Current Range	▪ 3.0 A - 5.0 A
Cut-off Voltage	▪ 3.0 V
Standard Current	▪ 0.2 C
Max. Discharging Current	▪ 2.0 C
Operating Temperature	▪ -20°C to +60°C
Storage Temperature	▪ -20°C to +25°C <small>(max. 3 months)</small>
Delivery State of Charge	▪ Max. 30%
Life Expectancy 0.5C/0.5C @21 ±2°C	▪ 300 cycles ~ 80% of capacity

Rechargeable Li-Ion battery
 LP103048JU
 3.7/1430mAh/5.29Wh
 246518 ww/yy
 Do not microwave, disassemble, short-circuit, expose to high temp. 300°C (512°F) risk of fire or explosion.




Jauch Quartz GmbH • email: batterytechnology@jauch.com
www.jauch.com

11/2018

This information is generally descriptive only and is not intended to make or imply any representation, guarantee or warranty with respect to any cells and batteries. Cell and battery design/specifications are subject to modification without notice. Contact JAUCH for the latest information.



**ANEXOS E
COTIZACIONES**

E.1. Tornillos



TORNIPER IMPORT S.C.R.L.
JR. ALICANTE NRO. 275 URB. JAVIER PRADO STA ETAPA LIMA - LIMA -
SAN LUIS

R.U.C. 20548596271
COTIZACIÓN
C001 N° 00004051

ADQUIRIENTE		Fecha Emisión : 2020-02-05
N° Documento : 0001		Fecha Vencimiento : 2020-02-12
Señor(es) : CLIENTE		Tipo de Moneda : DÓLARES
Dirección : LIMA		

CANT.	UM	COD.	DESCRIPCIÓN	V/U	P/U	IMPORTE
2	CEN	P001	PERNOS - SOCKET ALLEN CL.12.9 M3 x 10 C/TUERCA F*NEGRO	5.13	6.05	12.10
				DESCUENTO (0%)	US\$	0.00
				EXPORTACIÓN	US\$	0.00
				GRATUITA	US\$	0.00
				EXONERADA	US\$	0.00
				INAFECTA	US\$	0.00
				GRAVADA	US\$	10.25
				IGV	US\$	1.85
				ICBPER	US\$	0.00
				OTROS CARGOS	US\$	0.00
				TOTAL	US\$	12.10


IMPORTE EN LETRAS: DOCE CON 10/100 DOLARES

OBSERVACIÓN
CONDICIONES DE VENTAS: Forma de pago: Contado Tiempo de entrega: 1 día
hábil Lugar de entrega: Oficina Validez: 7 días hábiles o hasta agotar stock.
BCP CTA. CTE. M.N (S/.): 193-2013228-0-35 BCP CTA. CTE. M.E (US\$): 193-
1989028-1-00 NOTA: PARA ENVIOS A PROVINCIA EL IMPORTE MINIMO ES
DE \$50 Y PARA DESPACHO EN LIMA EL IMPORTE MINIMO ES DE \$500

Representación impresa de la **COTIZACIÓN**,
visita www.facturaentel.pe/ruc/20548596271

E.2. Sensores FlexiForce A301


29/4/2019 Correo de Pontificia Universidad Católica del Perú - Fwd: Tekscan's Online Store: Order #15076


LEONARDO GABRIEL BRAVO THAIS <leonardo.bravot@pucp.pe>

Fwd: Tekscan's Online Store: Order #15076
1 mensaje

Elizabeth Villota <elvillota@gmail.com> 19 de marzo de 2019, 14:01
Para: a20141957@pucp.pe

----- Forwarded message -----
From: Tekscan's Online Store <orders@tekscan.com>
Date: Mon, Mar 18, 2019, 4:41 PM
Subject: Tekscan's Online Store: Order #15076
To: <elvillota@gmail.com>



Tekscan, Inc.
 307 West First Street
 South Boston, MA 02127-1309 USA

Dear Elizabeth,

Thank you for your order from Tekscan's Online Store.

Orders are generally processed within 1 business day and in-stock items are shipped within 2-3 business days. Once your order ships, we will send you an email with a link to track your order.

A total of \$112.40 will be charged to your credit card (or PayPal if used) upon shipment and your statement will reflect a charge from Tekscan, Inc.

Your order number is 15076 (placed Monday, March 18, 2019 - 17:41).

Billing Information	Shipping Information
Pontificia Universidad Católica del Perú (20155945880) Elizabeth Villota elvillota@gmail.com Jr. Villacumo 138, Maranga San Miguel, Lima Peru 15088	Pontificia Universidad Católica del Perú (20155945880) Israel Luis 4327 West 10th Court Hialeah, Florida United States 33012

Order Details		
Product	Quantity	Price (USD)
FlexiForce A301 Sensor 8pk 100lb	1	97.40
		UPS Ground: 15.00
		Subtotal: 97.40
		Total: 112.40

If you have any questions about your order, please contact us at orders@tekscan.com or call us at 800.248.3669 / 617.464.4500 x410 Monday through Friday, 8am - 4pm EST.











Thank you for your business,

Linda Sherman
Orders Department Supervisor

<https://mail.google.com/mail/u/1/?ik=27e9094133&view=pt&search=all&permthid=thread-f%3A1628461713274720882&simpl=msg-f%3A1628461...> 1/1

E.3. Componentes electrónicos

Carrito de la compra

Producto	Cantidad	Precio
 Bateria de 3.7V 1400mAh ION litio recargable Eliminar	- 2 +	S/ 12.50
 Amplificador operacional SMD Eliminar	- 2 +	S/ 0.50
 Amplificador operacional cuadruple, circuito Eliminar	- 8 +	S/ 0.60
 Condensador cerámico SMD 100NF-50V 3216 Eliminar	- 30 +	S/ 0.20
 Resistencia SMD 1206 1 Kohm 0.25mW 3216 1% Eliminar	- 2 +	S/ 0.10
 Resistencia SMD 1206 10 Kohm 0.25mW 3216 1% Eliminar	- 2 +	S/ 0.10
 Resistencia SMD 1206 100 Kohm 0.25mW 3216 1% Eliminar	- 30 +	S/ 0.10
 Lector SPI de memorias micro SD para Arduino Eliminar	- 2 +	S/ 5.50
 Led difuso amarillo 5mm WLD 500-600CMD Eliminar	- 2 +	S/ 0.20
 Cable flat por metro 26hilos gris G28 AWM2651VW1 Eliminar	- 4 +	S/ 2.90
Subtotal:		S/ 53.56
Impuestos:		S/ 9.64
Total:		S/ 63.20

[← Continuar comprando](#)
[Proceso de Pago →](#)

E.6. Soldadura de componentes electrónicos

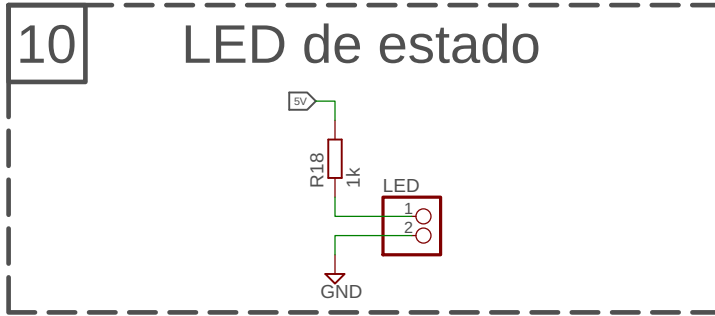
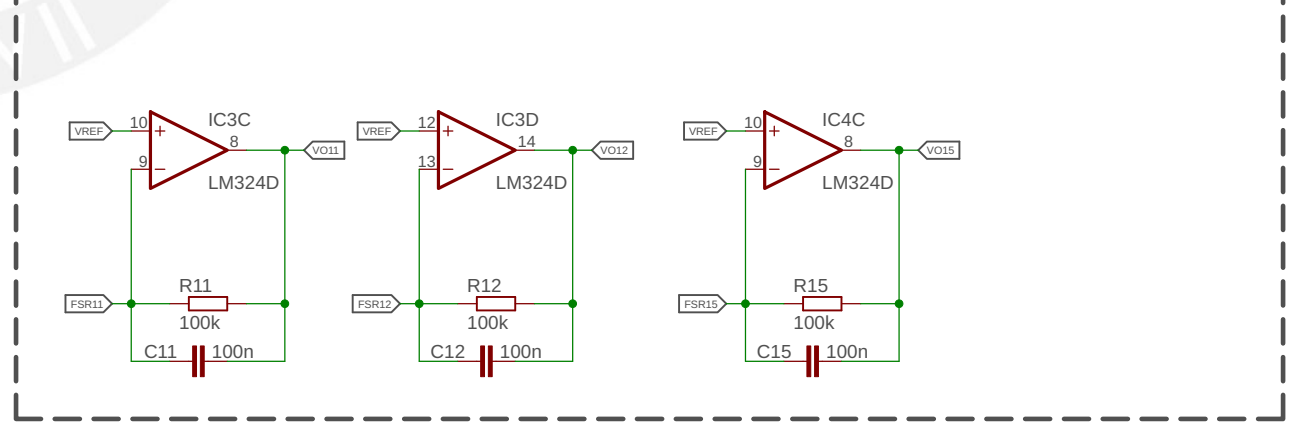
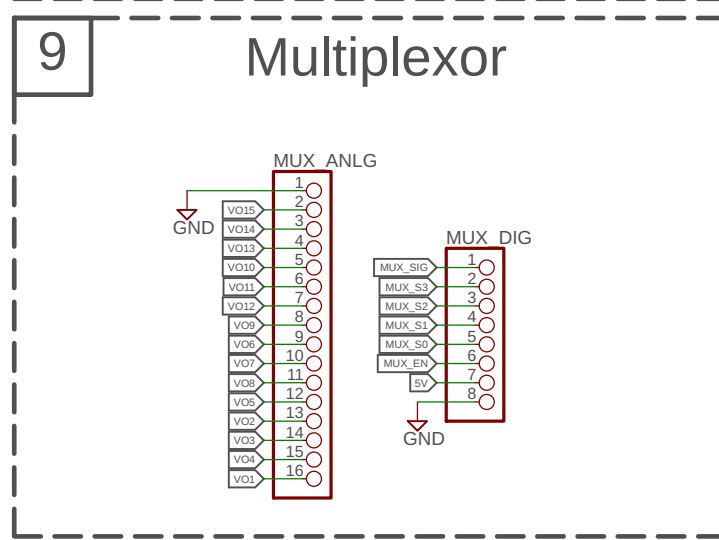
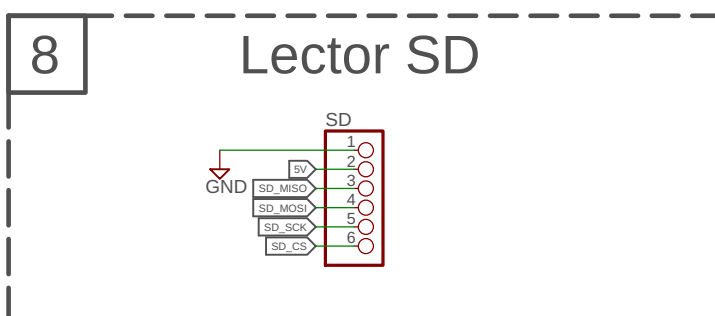
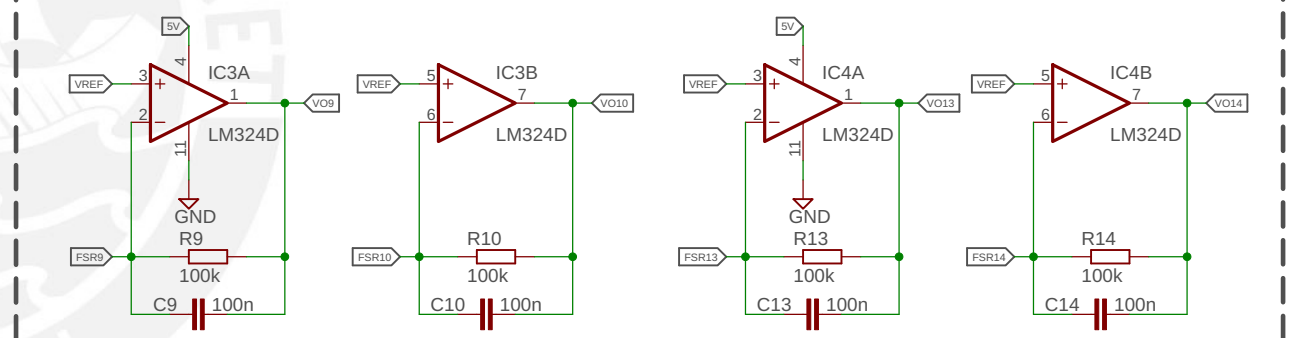
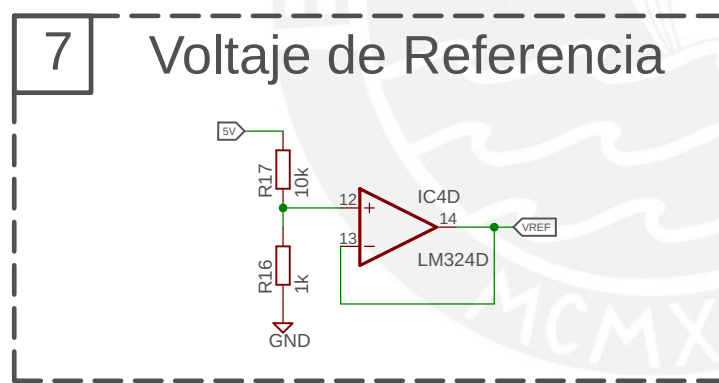
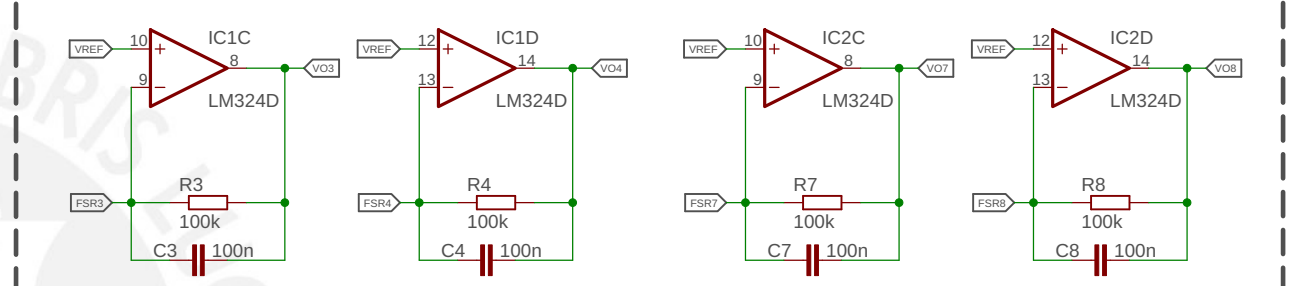
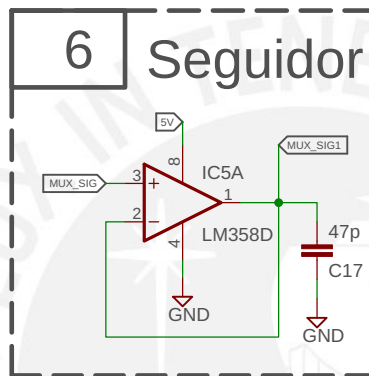
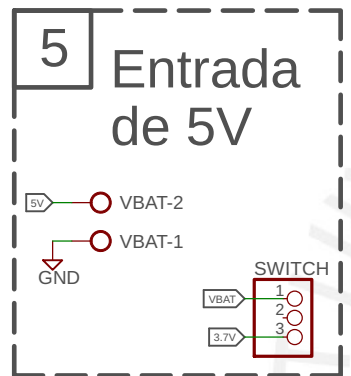
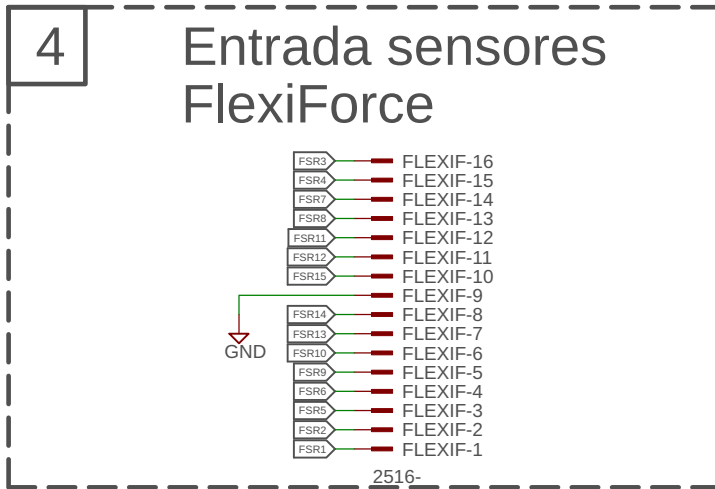
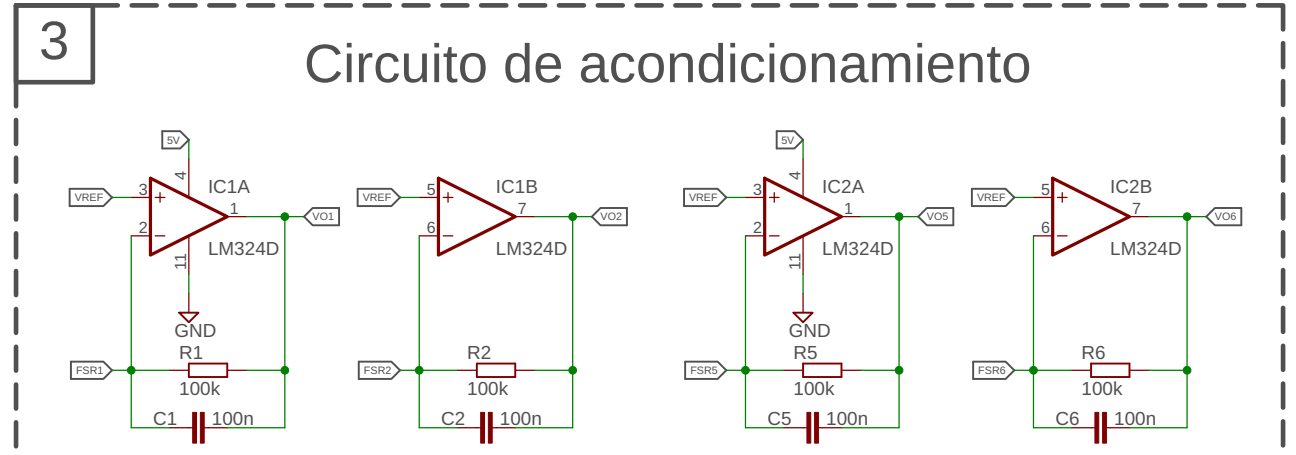
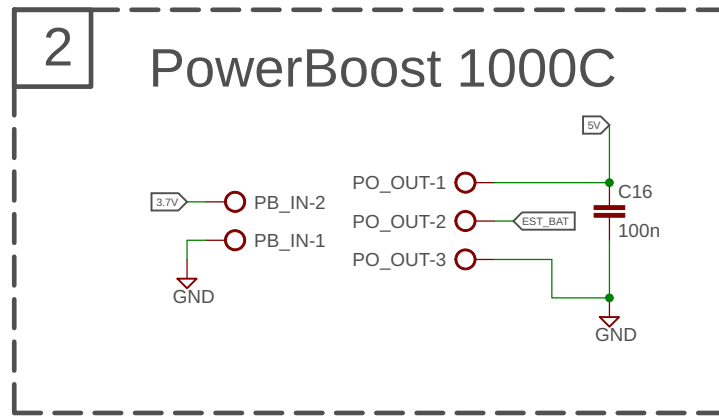
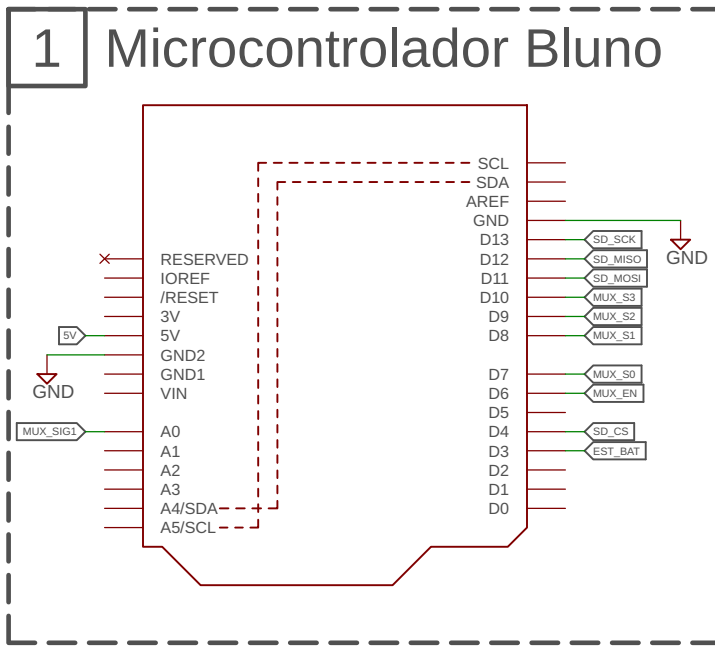
ITEM	CANT	UNID	DESCRIPCION	PRECIO UNIT	PRECIO TOTAL
1	1	UND	SOLDADO DE COMPONENTES SUPERFICIALES SEGÚN DISEÑO	47.2	5/. 47.2

BORA IMPORT S.A.C
 Distribuidor de Componentes Electronicos , herramientas, sensores , Microcontroladores
 Modulos Arduino educativos, LED , Cables coaxial ,UTP
 Jr Paruro 1353 , Stand 102 , Cercado de Lima ,Lima
 Telefono: 4270271 - Celular 922115318

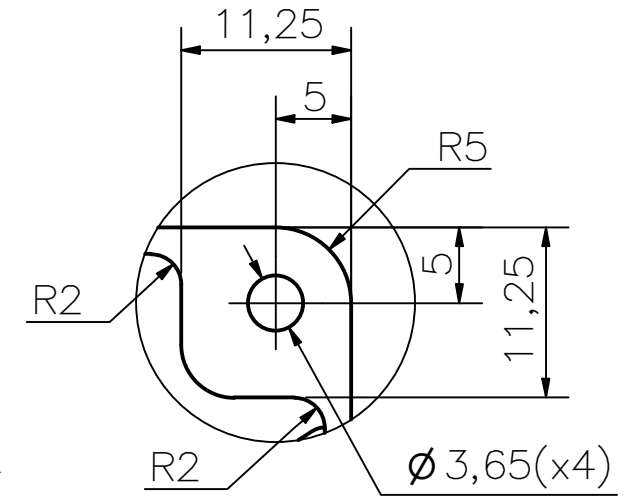
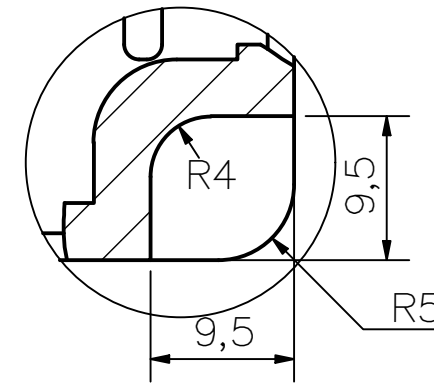
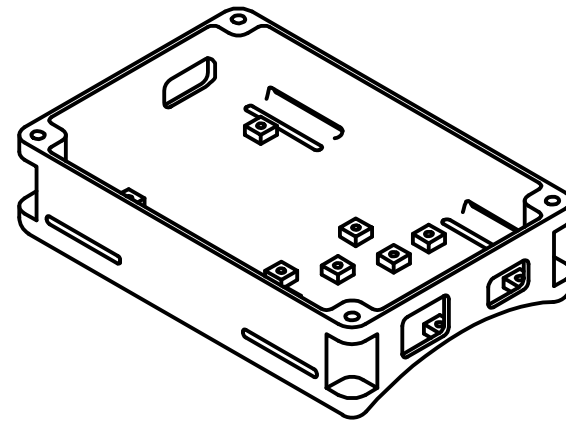
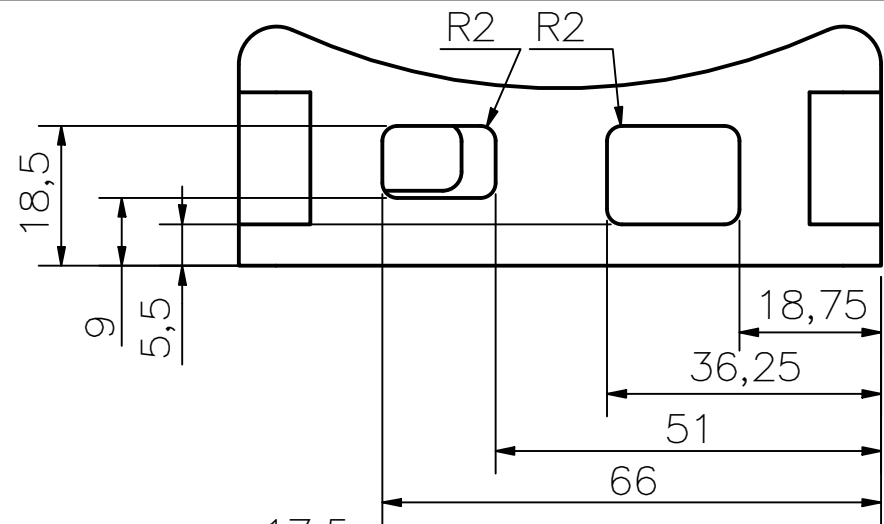
Sres : Pontificia Universidad Católica del Perú
 Contacto : SR Nils Lezama Zamora
 Moneda de la cotizacion : Soles , Incluye IGV Fecha 13/09/19



ANEXOS F
PLANOS MECÁNICOS Y ELECTRÓNICOS



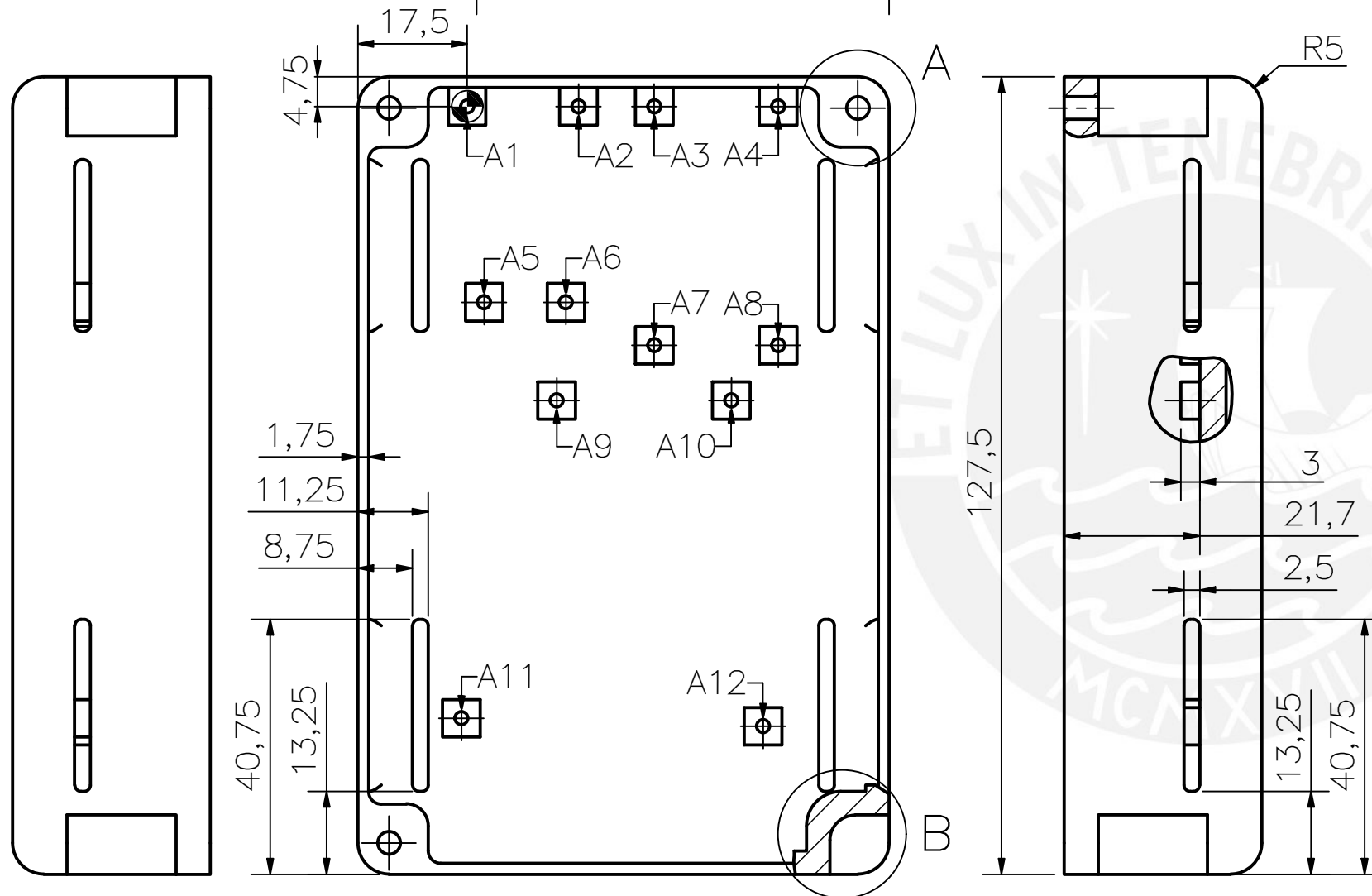
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
DESARROLLO DE UN SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL		
DIAGRAMA ESQUEMÁTICO ELECTRÓNICO		ESCALA 1:1
DISEÑADO:	LEONARDO GABRIEL BRAVO THAIS	FECHA: 2020.05.03
APROBADO:		LÁMINA: EE1 - A3



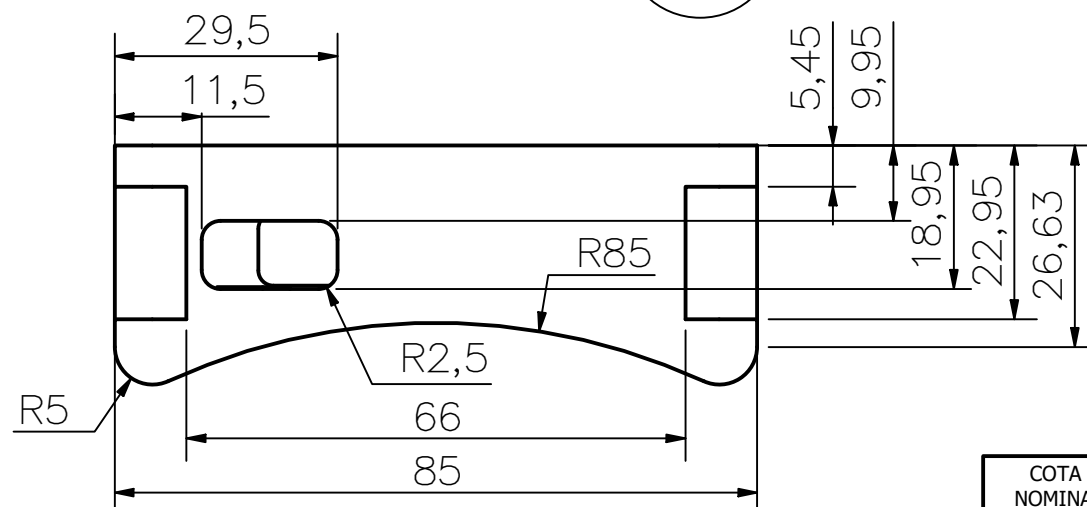
DETALLE B
ESCALA 2 : 1

DETALLE A
ESCALA 2 : 1

REDONDEOS NO INDICADOS R1

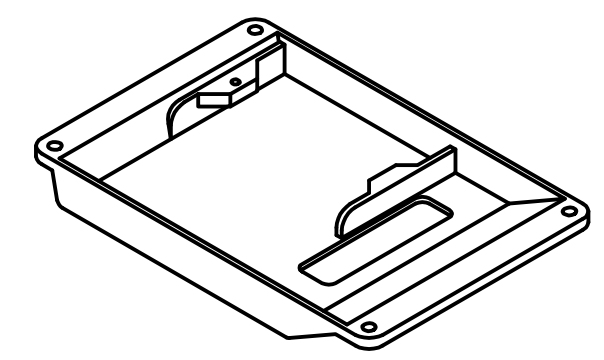
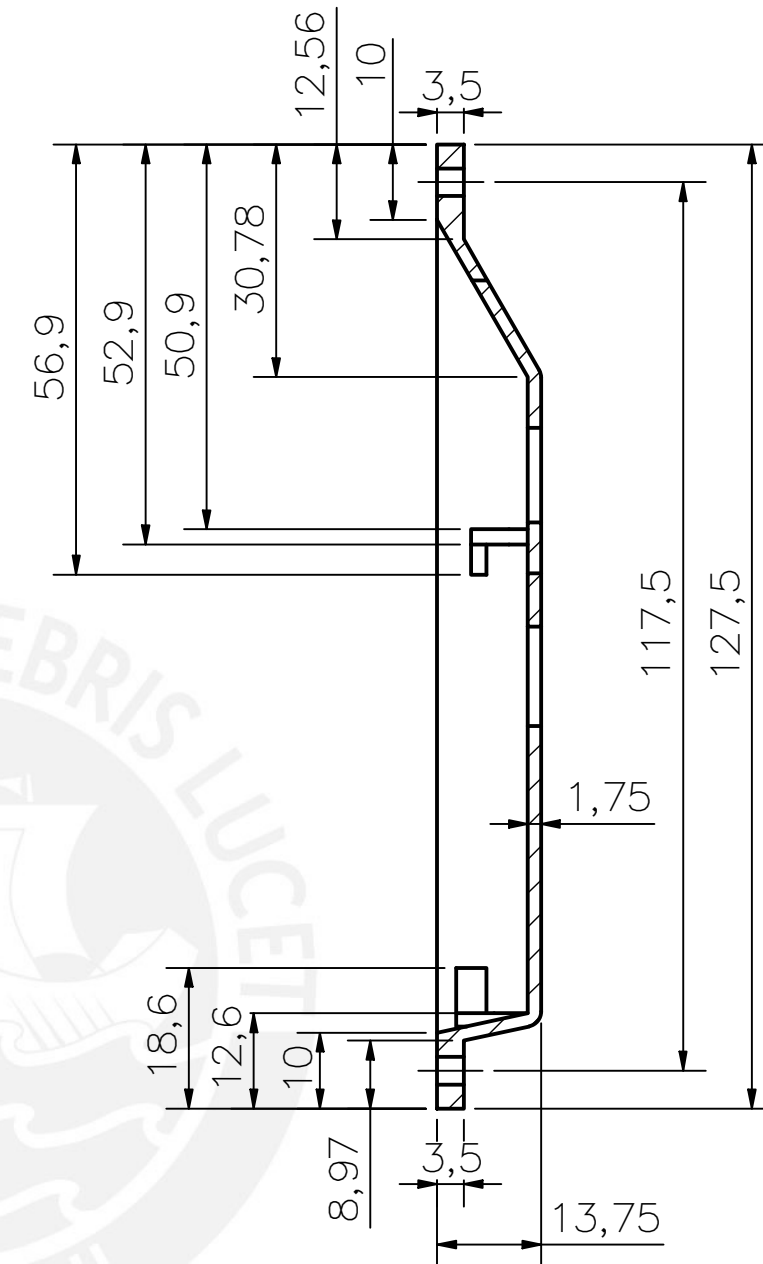
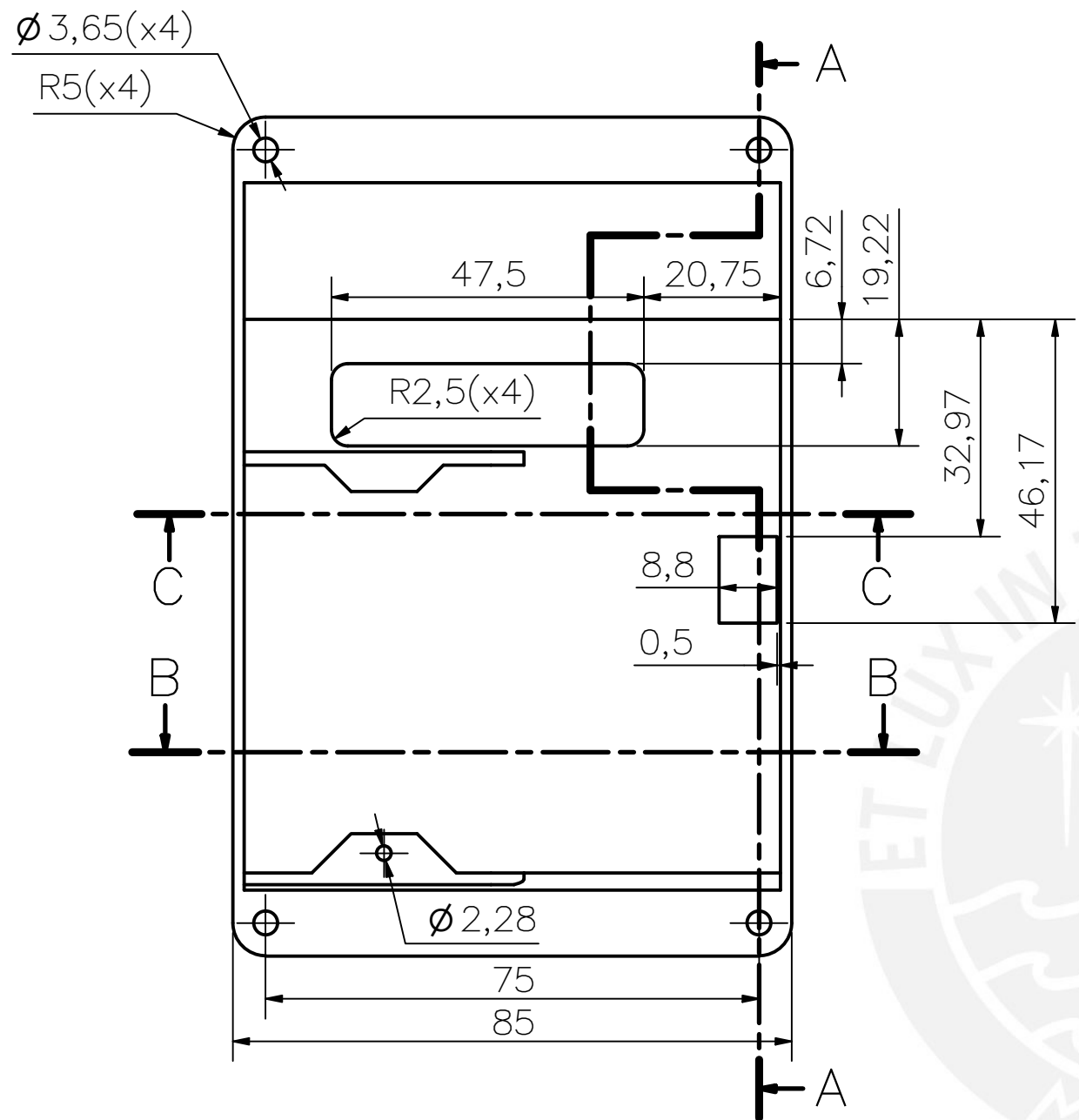


HOLE TABLE			
HOLE	XDIM	YDIM	DESCRIPTION
A1	0,00	0,00	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A2	17,80	0,00	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A3	29,91	0,00	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A4	49,75	0,00	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A5	2,71	-31,30	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A6	15,80	-31,30	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A7	29,91	-38,18	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A8	49,75	-38,18	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A9	14,31	-47,00	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A10	42,25	-47,00	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A11	-0,93	-97,80	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP
A12	47,33	-99,07	$\varnothing 2,15$ -4 DEEP

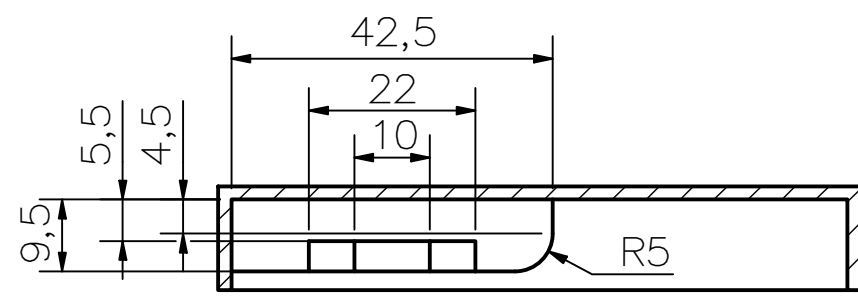


COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

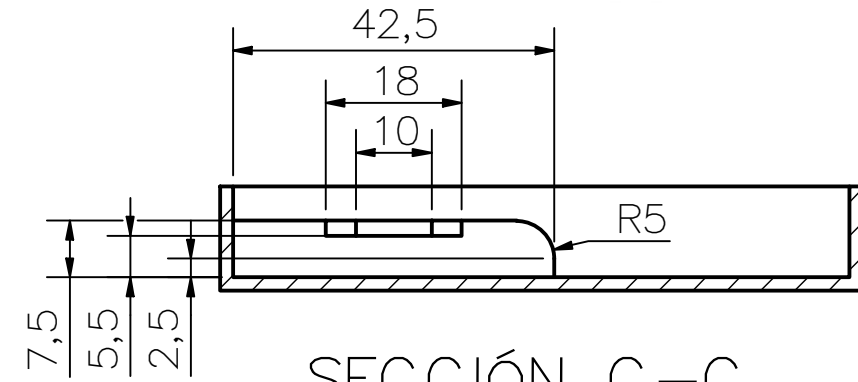
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA -0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA 1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.02.14
		LÁMINA: 01-A3-D01



SECCIÓN A-A



SECCIÓN B-B

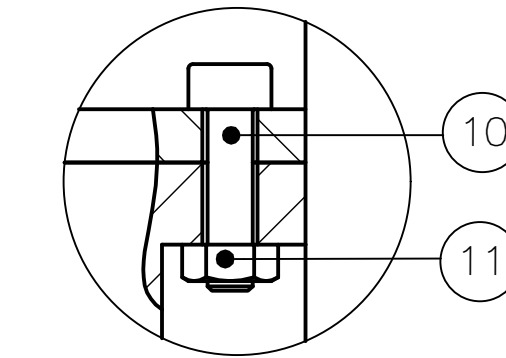
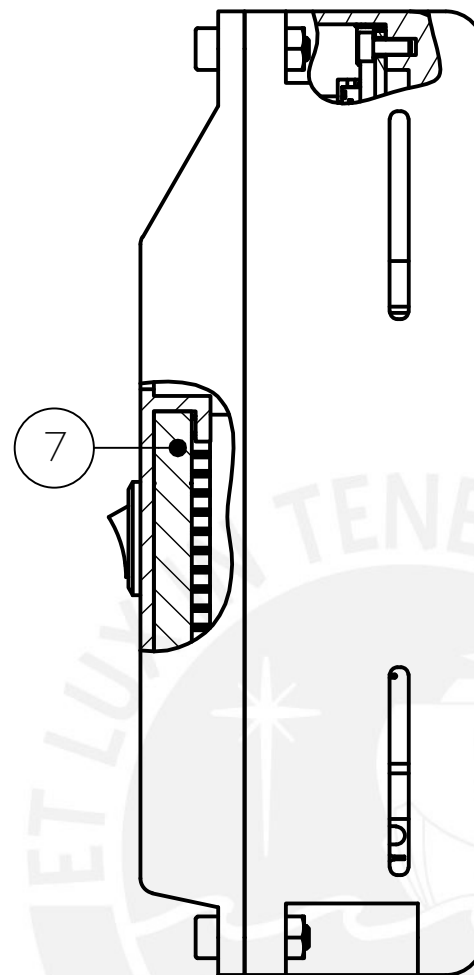
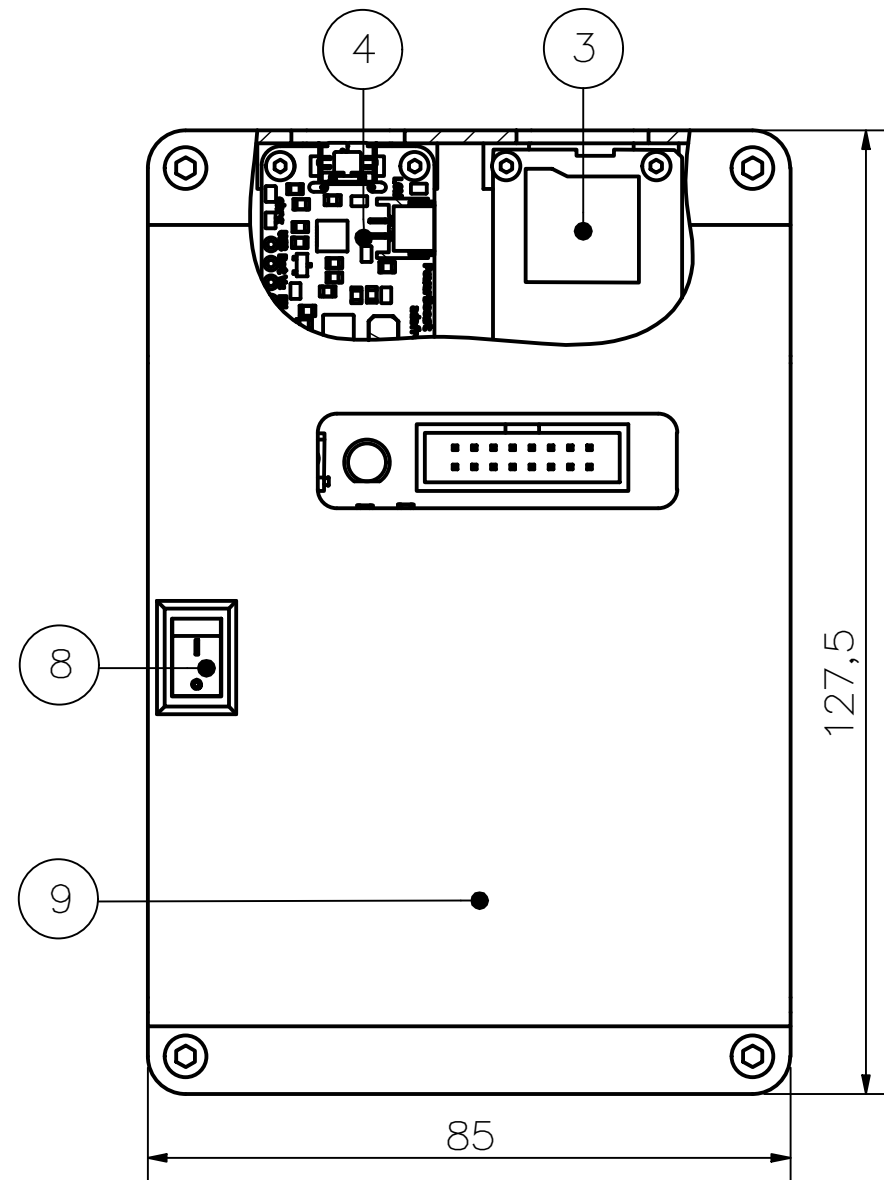


SECCIÓN C-C

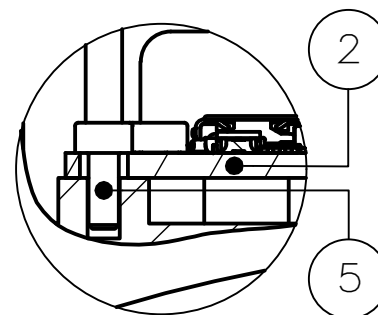
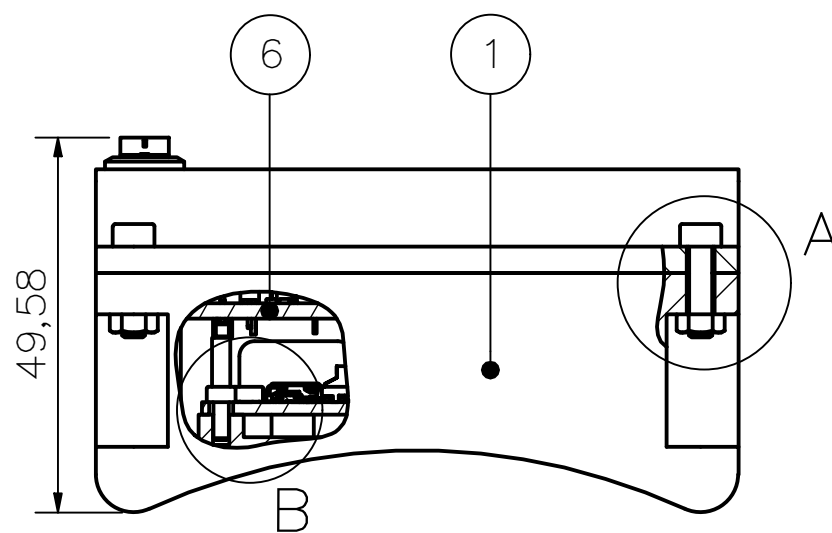
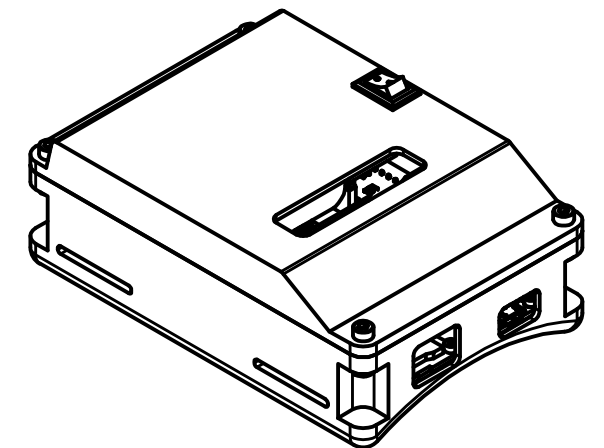
REDONDEOS NO INDICADOS R2

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA - 0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA 1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03
		LÁMINA: 02-A3-D02



DETALLE A
ESCALA 2 : 1



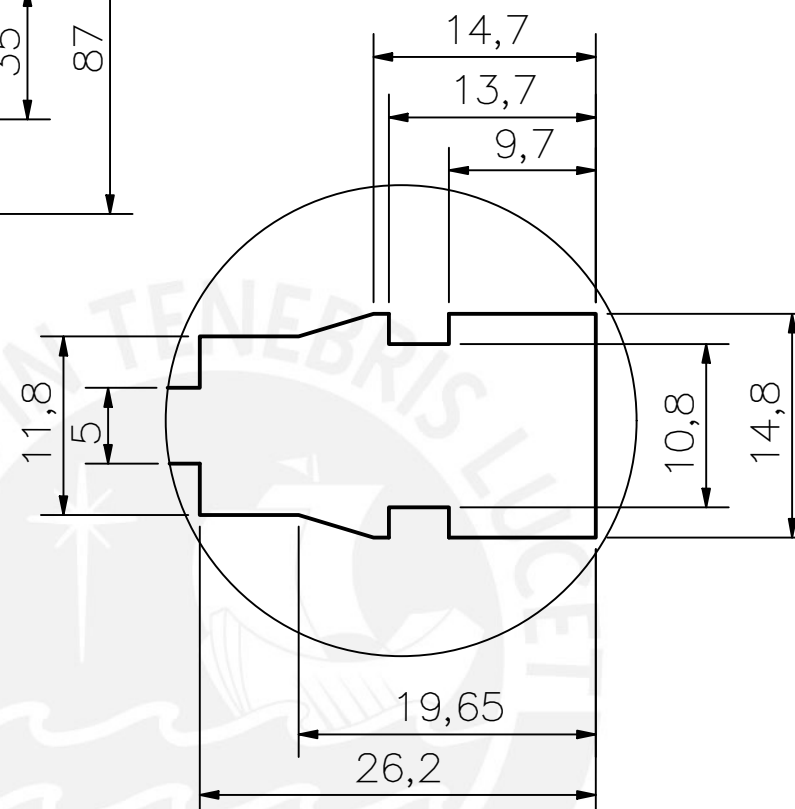
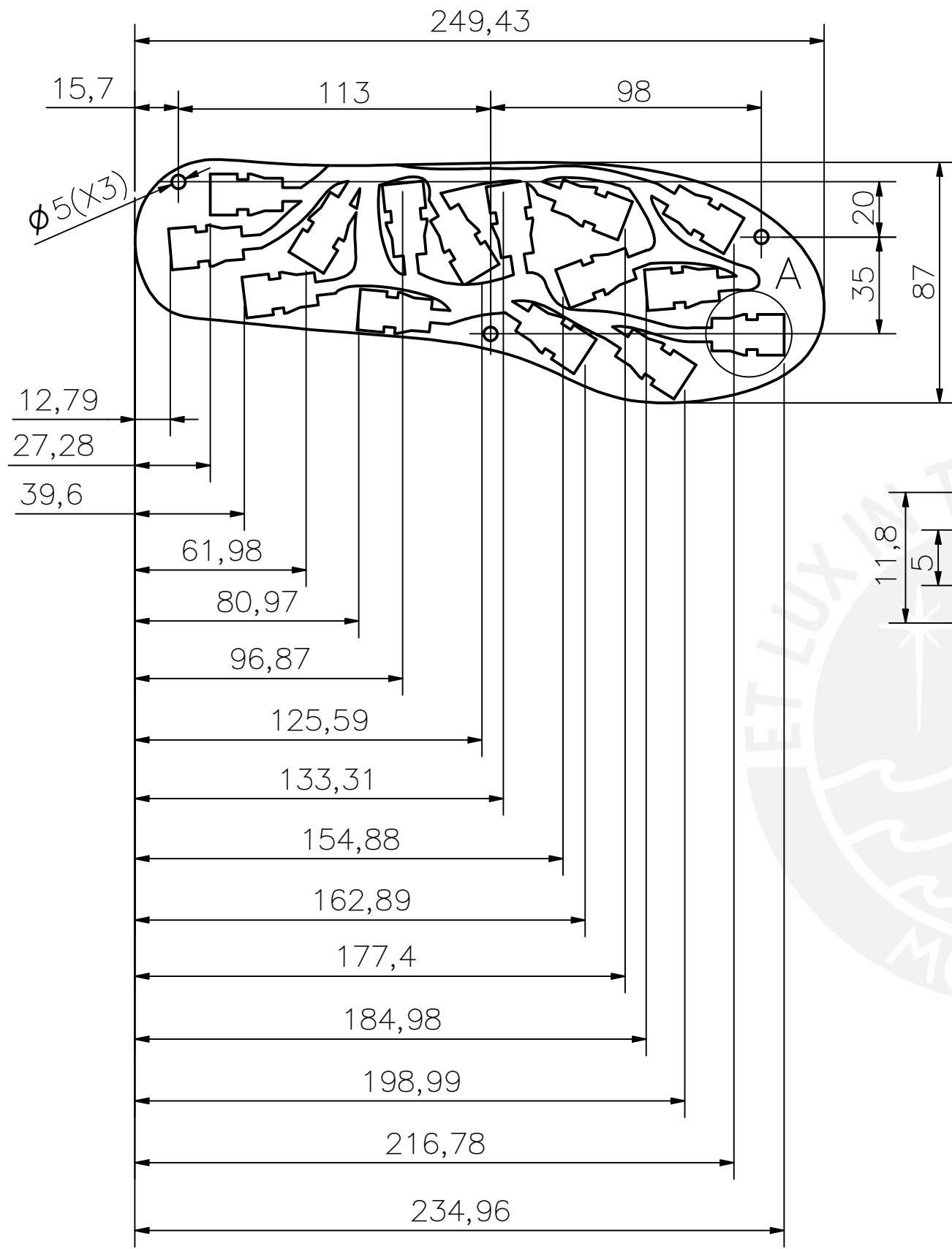
DETALLE B
ESCALA 2 : 1

PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
11	4	Tuerca M3	KS B 1012	Steel, Mild	
10	4	Tornillo M3 x 12	NF E 25-125	Steel, Mild	
9	1	CARCASA TAPA		PLA	VER 02-A3-D02
8	1	INTERRUPTOR		-	
7	1	BATERÍA		-	
6	1	TARJETA ELECTRÓNICA		-	
5	12	Tornillo M2 x 5	JIS B 1176	Steel, Mild	
4	1	POWERBOOST 1000C		-	ADAFRUIT
3	1	MÓDULO SD		-	
2	1	BLUNO		-	DFROBOT
1	1	CARCASA BASE		PLA	VER 01-A3-D01

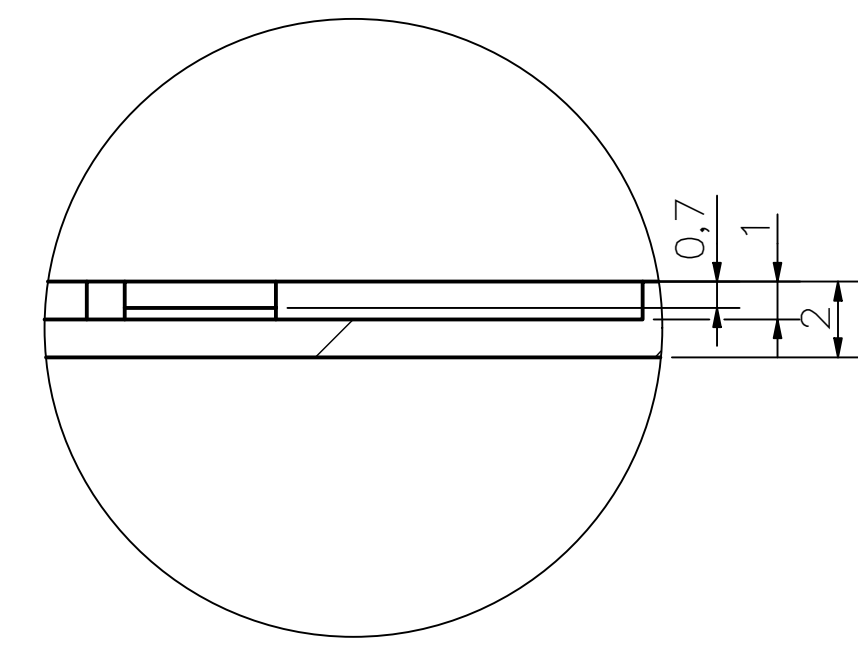
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA
	CARCASA ENSAMBLE	1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03
		LÁMINA: 03-A3-E01

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



DETALLE A
ESCALA 2 : 1



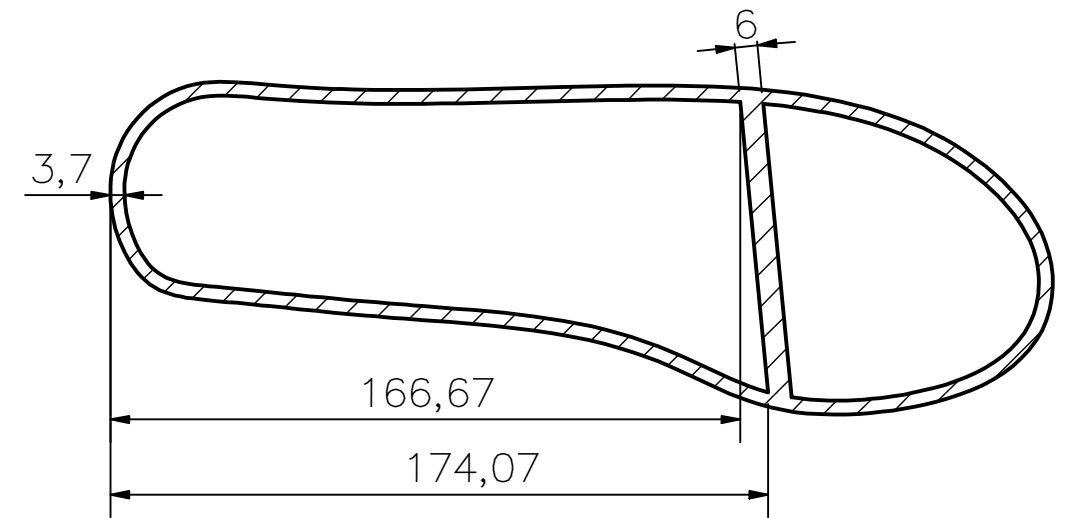
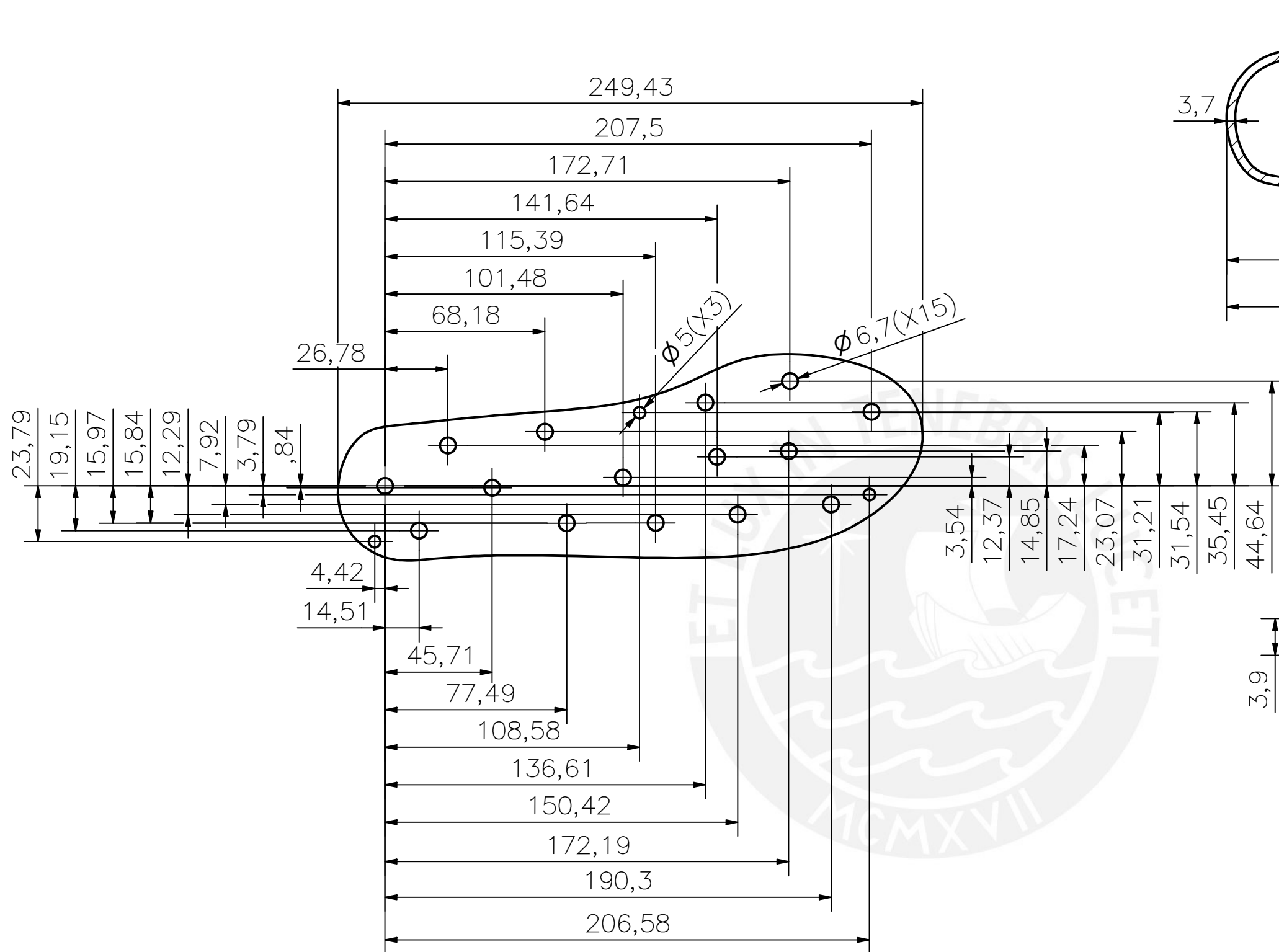
DETALLE C
ESCALA 5 : 1

DIMENSIONES GENERALES DE PLANTILLA COMERCIAL DE TALLA 39 EUR

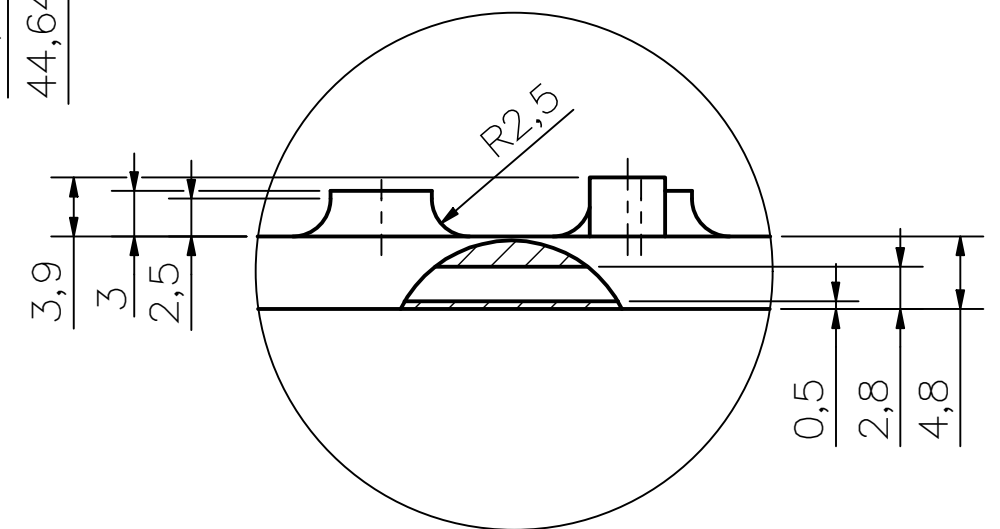
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA - 0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO TPU 95A
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN [Symbol]	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA 1:2
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

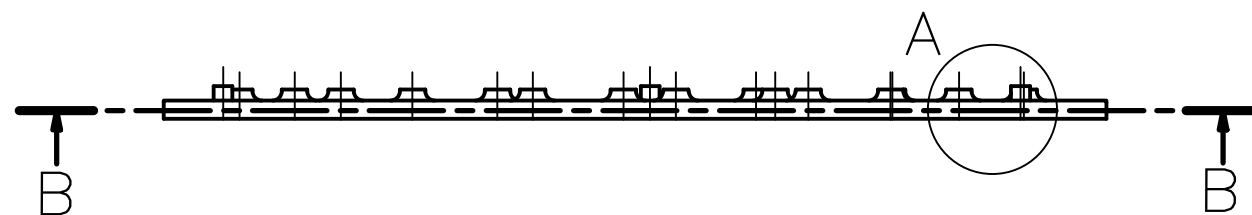
LÁMINA:
04-A3-D03



SECCIÓN B-B



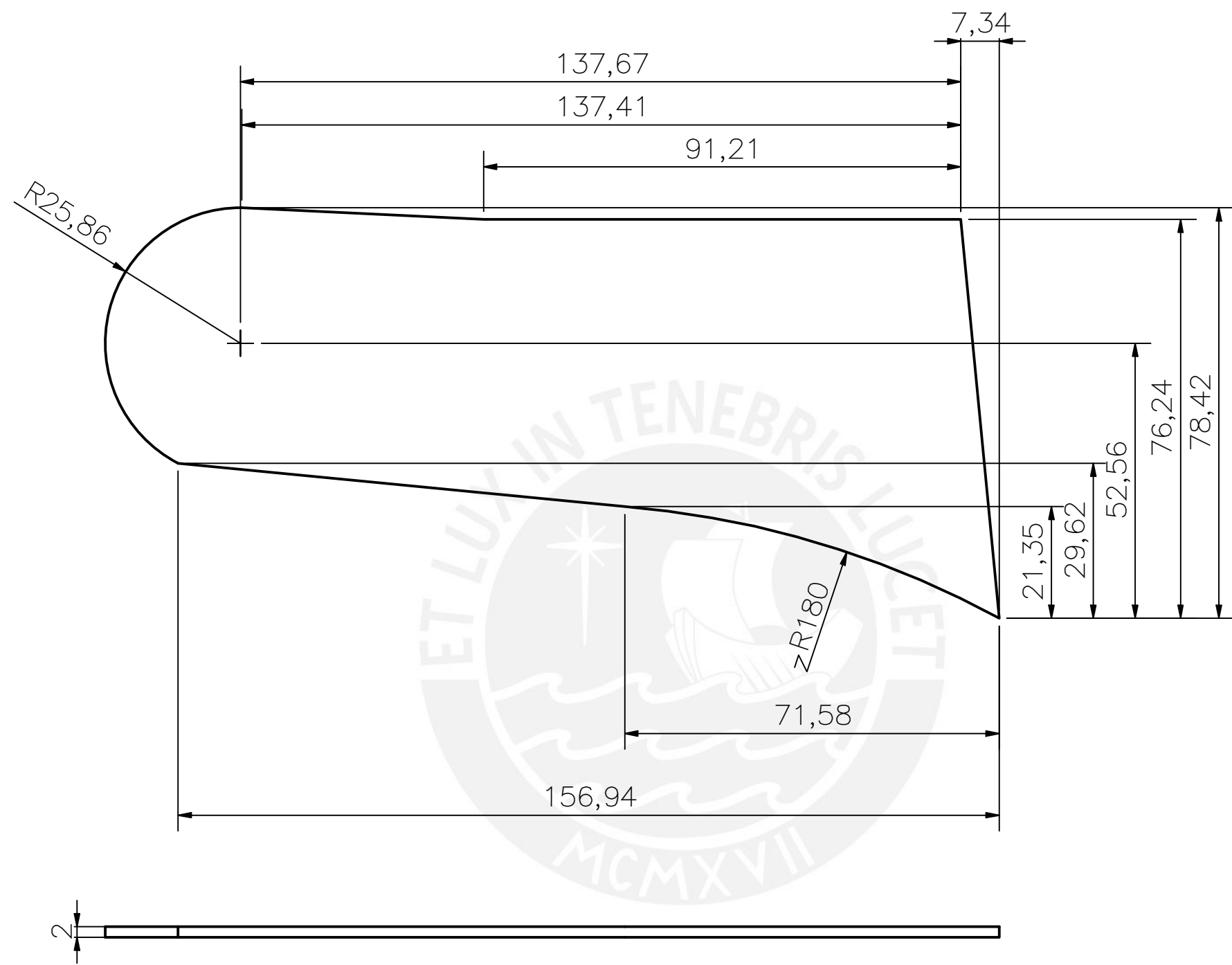
DETALLE A
ESCALA 2 : 1



DIMENSIONES GENERALES DE PLANTILLA COMERCIAL DE TALLA 39 EUR

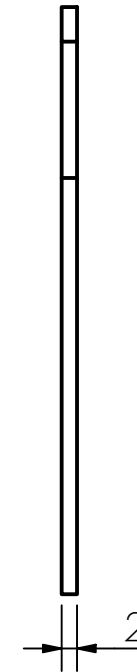
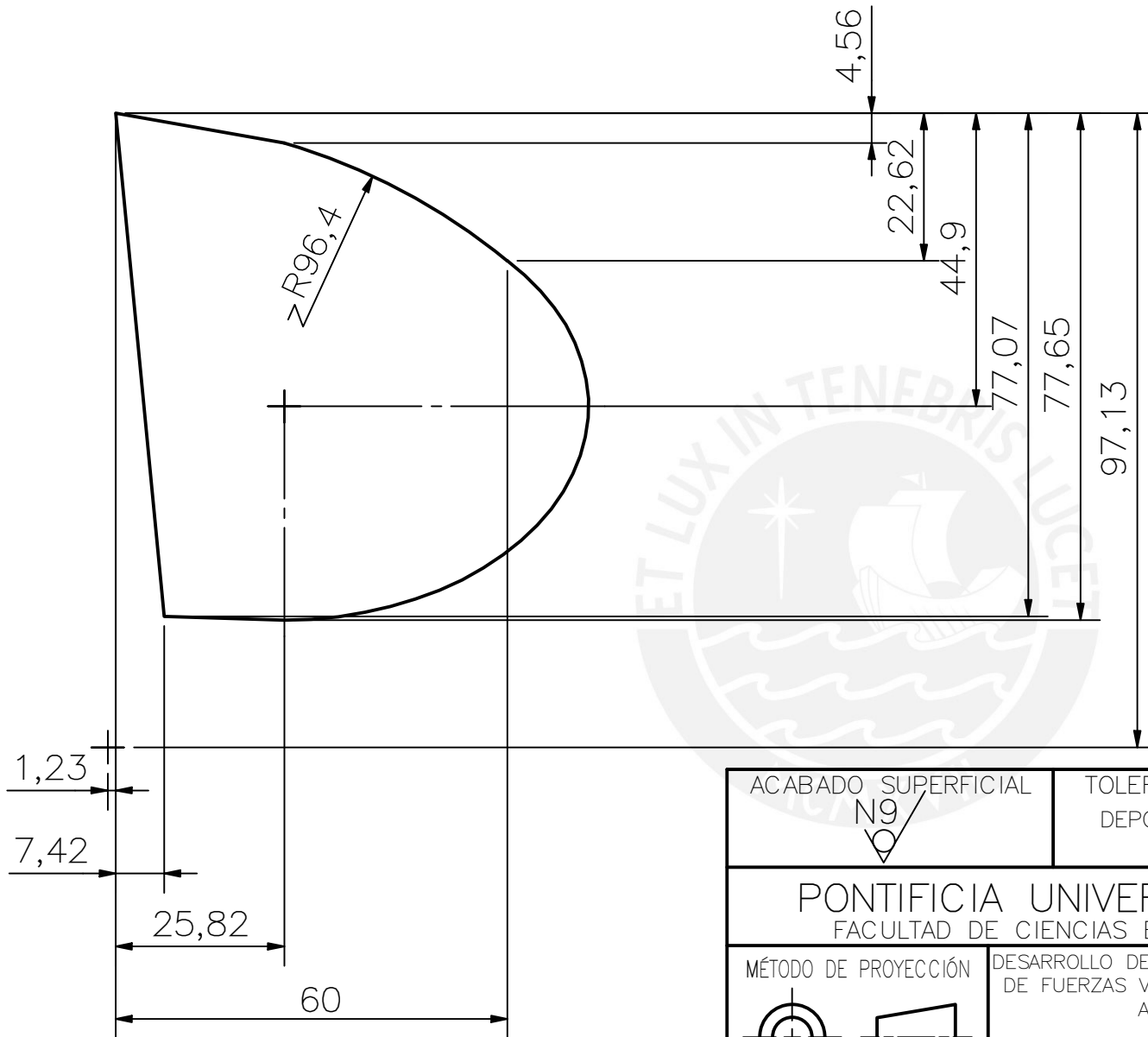
ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA - 0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO TPU 95A
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO APLICADO AL VOLEIBOL	ESCALA
	PLANTILLA CAPA SUP.	1:2
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03
		LÁMINA: 05-A3-D04

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



ACABADO SUPERFICIAL N9	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA - 0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA 1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03
		LÁMINA: 06-A3-D05

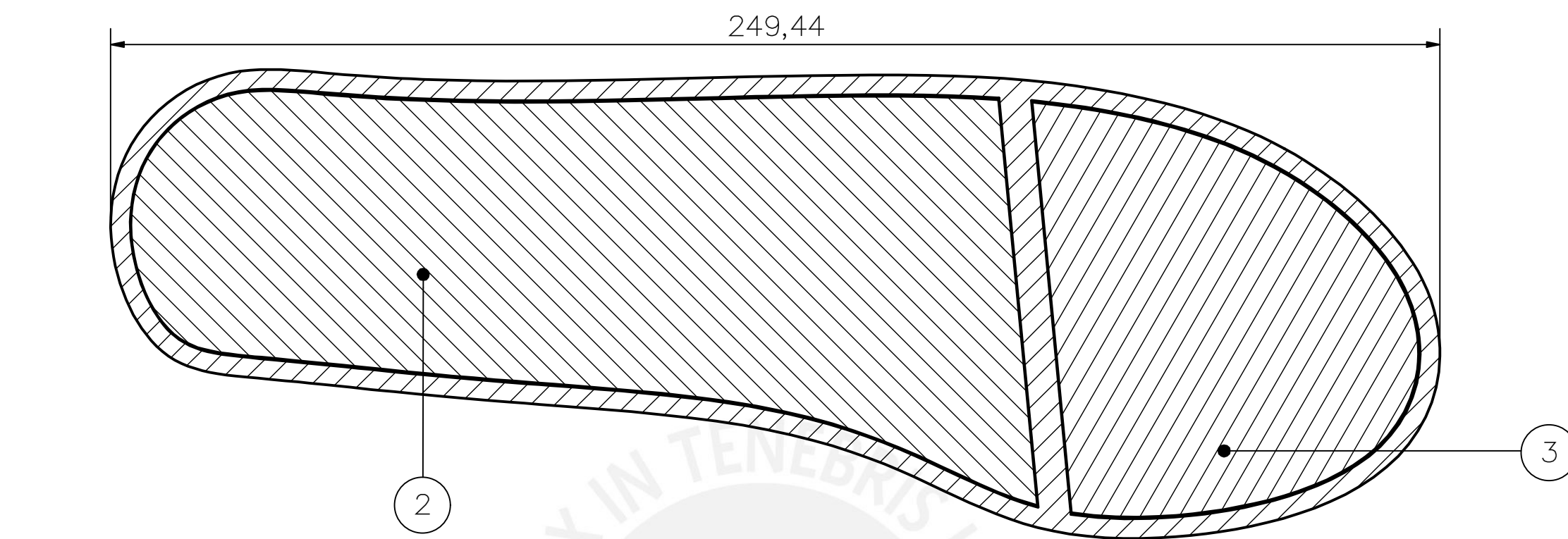
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------



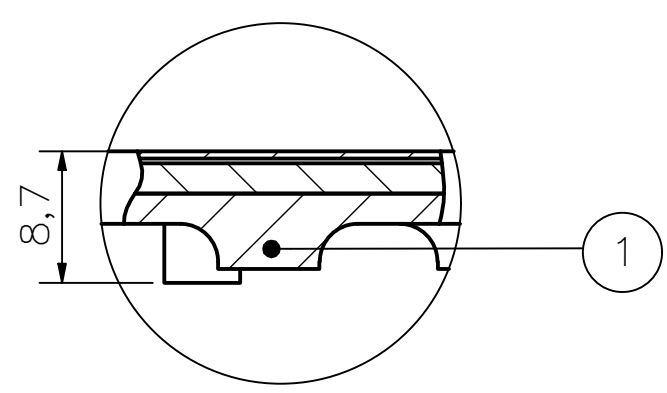
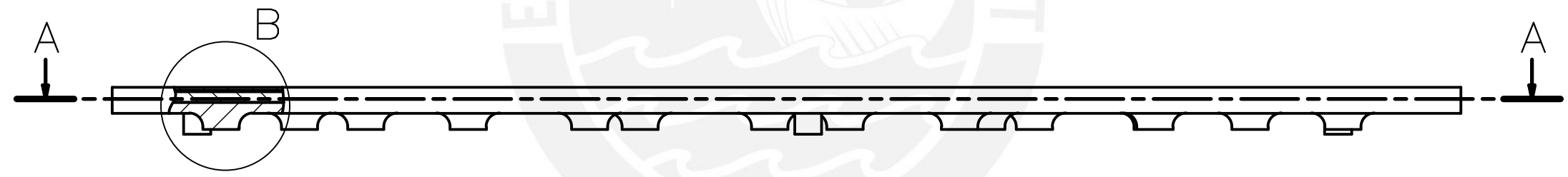
ACABADO SUPERFICIAL N9 ✓	TOLERANCIA GENERAL DEPOSICIÓN FUNDIDA - 0.1 mm	MATERIAL PLÁSTICO PLA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA 1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

LÁMINA:
07-A4-D06



SECCIÓN A-A



DETALLE B
ESCALA 2 : 1

PARTS LIST					
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	1	Refuerzo 2		PLA	VER 07-A4-D06
2	1	Refuerzo 1		PLA	VER 06-A3-D05
1	3	PLANTILLA CAPA SUP.		TPU 95A	VER 05-A3-D04

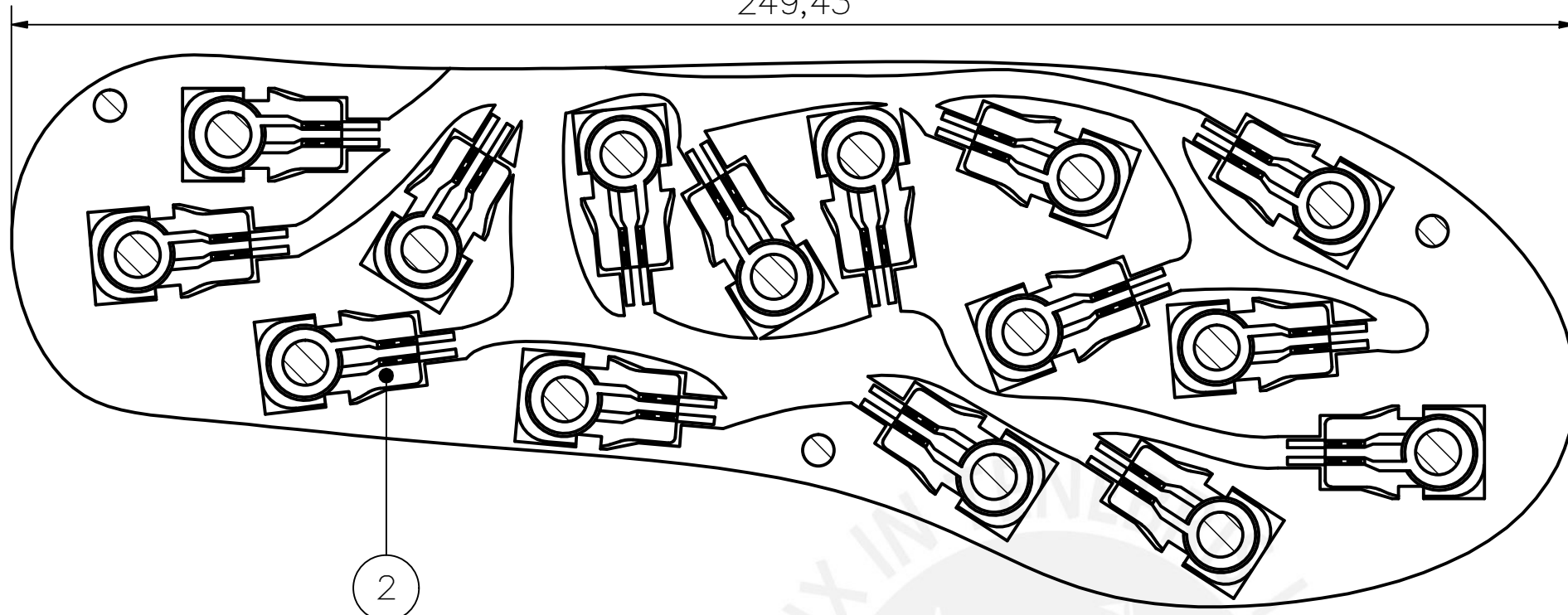
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA
	ENSAMBLE CAPA SUP.	1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03

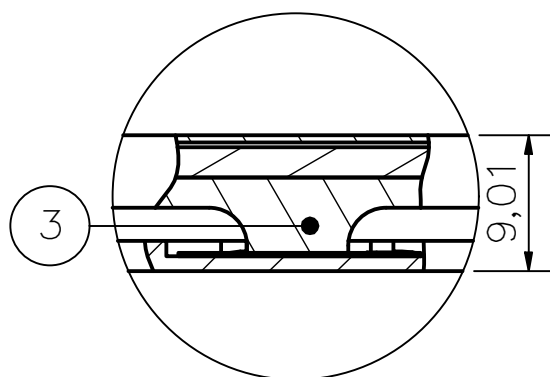
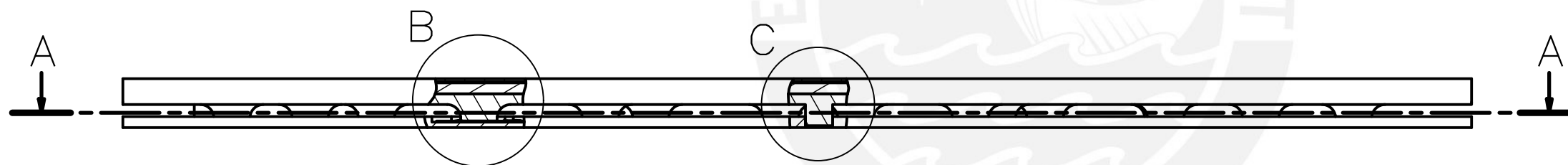
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

LÁMINA:
08-A3-E02

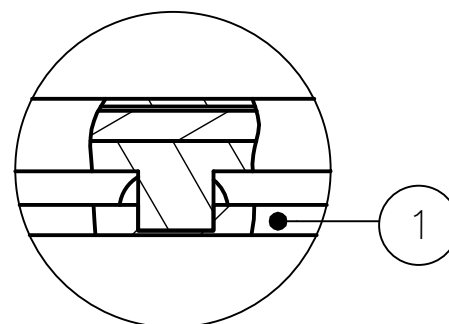
249,43



SECCIÓN A-A



DETALLE B
ESCALA 2 : 1



DETALLE C
ESCALA 2 : 1

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

PARTS LIST

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
3	1	ENSAMBLE CAPA SUP.		-	VER 08-A3-E02
2	15	FLEXIFORCE A301		-	TEKSCAN
1	1	PLANTILLA CAPA INF.		TPU 95A	VER 04-A3-D03

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DESARROLLO DE SISTEMA TIPO WEARABLE PARA MEDICIÓN DE FUERZAS VERTICALES DE CONTACTO PIE-PISO CON APLICACIÓN EN EL VOLEIBOL	ESCALA
	PLANTILLA ENSAMBLE	1:1
20141957	BRAVO THAIS, LEONARDO GABRIEL	FECHA: 2020.05.03
		LÁMINA: 09-A3-E03