



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

Trabajo de grado previo a la obtención de título de Ingeniero en Mecatrónica

Línea de investigación: Salud y Bienestar Integral

Autor:

Sebastián Andrés Pambaquishpe Gallegos

Director:

Ing. David Alberto Ojeda Peña, PhD.

Asesor:

Ing. Cosme Damián Mejía Echeverría, MSc.

Ibarra – Ecuador 2026



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1004323729		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Pambaquishpe Gallegos Sebastián Andrés		
DIRECCIÓN:	Cantón Antonio Ante, Parroquia Andrade Marín, Barrio Santa Bernardita, Calle Cristóbal Colón		
EMAIL:	sapambaquishpeg@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:		TELÉFONO MÓVIL:	0991063893

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Sistema de medición de fatiga muscular. Caso bíceps
AUTOR (ES):	Sebastián Andrés Pambaquishpe Gallegos
FECHA: DD/MM/AAAA	29/01/2026
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> GRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR /DIRECTOR:	Ing. David Ojeda / Ing. Cosme Mejía

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 29 días del mes de enero de 2026

EL AUTOR:

Firma:.....

Nombre: Pambaquishpe Gallegos Sebastián Andrés



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE
INTEGRACIÓN CURRICULAR**

Ibarra, 29 de enero de 2026

Ing. David Alberto Ojeda Peña

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

f).....

PhD. David Alberto Ojeda Peña
C.C.: 1757898489



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Comité Calificado del trabajo de Integración Curricular “SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS” elaborado por SEBASTIÁN ANDRÉS PAMBAQUISHPE GALLEGOS, previo a la obtención del título de INGENIERO EN MECATRÓNICA, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Universidad Técnica del Norte:

(f).....

Ing. David Alberto Ojeda Peña
C.C.: 1757898489

(f).....

Ing. Cosme Damián Mejía Echeverría
C.C.: 1002641288

DEDICATORIA

Este trabajo se lo dedico a mis padres, que a pesar de todas las dificultades que se nos han presentado a lo largo de la vida, estuvieron siempre ahí para sus hijos, apoyándonos de una u otra manera y por habernos guiado por el buen camino. En especial va dedicado a las dos mujeres más importantes de mi vida, mi madre Dolores Pambaquishpe y mi abuelita Mariana Gallegos, por enseñarme que cada sacrificio, esfuerzo y dedicación tiene su recompensa, por estar ahí cuando sentía que todo el mundo se me venía encima y que con sus consejos y palabras de aliento me motivaban a seguir adelante, ellas me enseñaron a trabajar desde muy pequeño, me enseñaron el valor del dinero y lo que cuesta conseguir, aunque sea un dolarito. También va dedicado a mis hermanos, que siempre estuvieron al pendiente de mí y sé que, a su manera, me apoyaron desde que éramos muy pequeños. Por esto y mucho más, este logro no es solo mío, si no, de toda mi familia.

A mis amigos, con los que compartí mi vida universitaria, que hicieron de este largo camino, divertido y menos pesado, con los que comprendí el verdadero significado del trabajo en equipo, que no siempre se puede sacar adelante un proyecto solo y que, a pesar de nuestras diferencias, nos apoyamos los unos a los otros para salir adelante juntos, más que unos amigos, fueron unos hermanos.

Finalmente, va dedicado a mi persona, por todo el esfuerzo y empeño que dedique para cumplir esta meta, por mantenerme fuerte de principio a fin y no dejarme vencer ante cada problema o dificultad que se me presento, por buscar siempre el modo de seguir adelante para cumplir cada uno de mis objetivos sin importar su dificultad.

AGRADECIMIENTO

Agradezco de manera muy especial a mi tutor de tesis, el Ing. David Ojeda, quien estuvo apoyándome a lo largo de mi carrera universitaria, por tenerme paciencia y siempre confiar en mí, en lo que puedo llegar hacer, que como coordinador y docente siempre estuvo pendiente del bienestar de los estudiantes. Con sus consejos de apoyo, guiándonos en el transcurso de nuestra formación académica se ha convertido en un gran amigo.

A mi asesor de tesis, el Ing. Mejía Cosme, quien con su apoyo y paciencia me guió de principio a fin durante todo este trabajo de titulación . Un docente de calidad, que está pendiente de los estudiantes, se preocupa de nuestra formación como profesionales, que, con su experiencia como ingeniero, nos prepara para afrontar cada problema que se nos presente en nuestra vida profesional.

Finalmente, a la Universidad Técnica del Norte, por brindarme los recursos necesarios para concluir mi formación académica y que durante todo este trayecto fue como mi segunda casa.

RESUMEN

Se presenta el diseño y construcción de un sistema portátil y ergonómico de medición de fatiga muscular para el bíceps. El diseño partió de la identificación del problema relacionado con la falta de métodos accesibles que faciliten conocer el momento exacto en el que el músculo entra en fatiga y el tiempo que este músculo tardará en recuperarse, especialmente en ámbitos deportivos, laborales y de la salud. Para obtener el sistema de medición se planteó una alternativa de solución, basada en la revisión de criterios y restricciones de diseño, a partir de esto se seleccionaron los componentes electrónicos adecuados para el sistema de medición, como una celda de carga que soporta hasta 50 kg, conectada a un módulo amplificador HX711, un microcontrolador llamado ESP32 con Bluetooth integrado y además del diseño de una interfaz gráfica para visualizar en tiempo real los datos que proporcione el sistema de medición. Además, para la programación de la interfaz gráfica y de la placa electrónica se utilizaron plataformas de programación de código abierto como el IDE de Arduino para la programación del ESP32, Python, HTML y JavaScript para la programación de la interfaz gráfica y la conectividad bluetooth entre el ESP32 y la interfaz gráfica para visualizar los datos. El sistema fue alimentado por una batería 18650 de 3,7 V, cumpliendo así con el criterio de portabilidad. El sistema desarrollado representa una herramienta útil de bajo costo para monitorear la fatiga muscular del bíceps, con aplicaciones en entrenamiento físico, rehabilitación y prevención de lesiones.

Palabras Clave: Fatiga muscular, bíceps, sistema de medición, rehabilitación, ESP32.

ABSTRACT

This paper presents the design and construction of a portable and ergonomic system for measuring muscle fatigue in the biceps. The design was based on identifying the problem related to the lack of accessible methods that make it easy to know the exact moment when the muscle becomes fatigued and the time it will take for this muscle to recover, especially in sports, work, and health settings. To obtain the measurement system, an alternative solution was proposed, based on a review of design criteria and constraints. From this, the appropriate electronic components for the measurement system were selected, such as a load cell that supports up to 50 kg, connected to an HX711 amplifier module, a microcontroller called ESP32 with integrated Bluetooth, and the design of a graphical interface to display the data provided by the measurement system in real time. In addition, open-source programming platforms such as the Arduino IDE for programming the ESP32, Python, HTML, and JavaScript were used to program the graphical interface and the electronic board, as well as for the Bluetooth connectivity between the ESP32 and the graphical interface to display the data. The system was powered by a 3.7 V 18650 battery, thus meeting the portability criterion. The developed system represents a useful low-cost tool for monitoring biceps muscle fatigue, with applications in physical training, rehabilitation, and injury prevention.

Keywords: Muscle fatigue, biceps, measurement system, rehabilitation, ESP32.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA.....	ii
2. CONSTANCIAS.....	iii
CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR	iv
APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR.....	v
DEDICATORIA.....	vi
AGRADECIMIENTO.....	vii
RESUMEN.....	viii
ABSTRACT.....	ix
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
ÍNDICE DE TABLAS.....	xvi
CAPÍTULO 1 : INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Planteamiento del problema.....	1
1.2 Objetivos.....	2
1.2.1 General.....	2
1.2.2 Específicos.....	2
1.3 Alcance y delimitación	2
1.4 Justificación	3
CAPÍTULO 2 : MARCO TEÓRICO	5
2.1 Antecedentes.....	5
2.2 Bases Teóricas	11
2.2.1 Generalidades del bíceps	11

2.2.1.1	Aspectos anatómicos del bíceps	11
2.2.1.2	Fisiología	13
2.2.1.3	Biomecánica	13
2.2.2	Fatiga muscular	14
2.2.2.1	Definición y causas de la fatiga muscular	14
2.2.2.2	Fatiga Muscular en el bíceps	15
2.2.2.3	Tiempo de recuperación	16
2.2.2.4	Técnicas de medición de fatiga muscular.....	17
2.2.3	Sensores en equipos médicos	19
2.2.3.1	Tipos de sensores para medir fatiga muscular.....	19
2.2.4	Tarjetas de adquisición de datos.....	21
2.2.4.1	Arduino Uno.....	21
2.2.4.2	Arduino Nano	21
2.2.4.3	RaspBerry PI 3	22
2.2.5	Software para análisis de datos.....	23
2.2.5.1	Python.....	23
2.2.5.2	Matlab.....	23
CAPÍTULO 3 : MARCO METODOLÓGICO		25
3.1	Modelo de la investigación	25
3.2	Diseño de la Investigación.....	26
3.2.1.	Fase 1: Estudio de la fatiga muscular en el bíceps	26
3.2.2.	Fase 2: Diseño de interfaz gráfica y componentes del sistema de medición	27
3.2.3.	Fase 3: Construcción del prototipo del sistema de medición	29
3.2.4.	Fase 4: Pruebas de funcionamiento en pacientes sanos.....	30

CAPÍTULO 4 : ANÁLISIS Y RESULTADOS	31
4.1 Lista de especificaciones	31
4.1.1 ¿Cómo se requiere que sea la solución?	31
4.1.2 ¿Qué características debe tener la solución?	31
4.1.3 ¿Qué herramientas necesito para desarrollar la solución?	31
4.1.4 Información recolectada en las entrevistas/Investigación de campo	32
4.1.5 Función principal del sistema	32
4.2 Solución propuesta.....	32
4.2.1 Diagrama de flujo del sistema de medición de fatiga muscular	34
4.2.2 Restricciones de los componentes electrónicos del sistema de medición	34
4.2.3 Consumo eléctrico de los componentes electrónicos	35
4.3 Especificaciones del sistema de medición de fatiga muscular del bíceps.	37
4.3.1 Sistema electrónico.....	37
4.3.1.1 Selección del microcontrolador	37
4.3.1.2 Especificaciones del sensor de fuerza y modulo amplificador.....	37
4.3.1.3 Selección del módulo de carga y descarga para las baterías	38
4.3.1.4 Características del módulo SP-BKBS	39
4.3.1.5 Características de las baterías a utilizar en la fuente de alimentación	39
4.3.1.6 Conexión de los componentes electrónicos.....	40
4.3.1.7 Diseño, fabricación y ensamble de la placa PCB	41
4.3.1.8 Montaje de los componentes electrónicos.....	42
4.3.2 Sistema de control	42
4.3.2.1 Programación entre el ESP32, el sensor de fuerza y modulo amplificador	42
4.3.2.2 Diseño y programación de la interfaz gráfica.....	43

4.3.2.3	Conexión inalámbrica entre la interfaz gráfica y el sistema de medición.	44
4.3.3	Sistema estructural.....	44
4.3.3.1	Diseño del sistema estructural del sistema de medición.....	45
4.3.3.2	Análisis estático de la estructura del sistema de medición.	47
4.3.3.3	Análisis estático del sistema de sujeción.	51
4.3.3.4	Fabricación de la Carcasa de madera.	54
4.3.3.5	Diseño y fabricación de componentes mediante impresión 3D.	55
4.4	Construcción del sistema de medición de fatiga muscular.	58
4.5	Pruebas y resultados.....	61
CONCLUSIONES.....		66
RECOMENDACIONES		67
REFERENCIAS		68
ANEXOS		70

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1 Circuito del EMG [2]	5
Fig. 2.2. Medidor de fuerza del miembro superior [3].....	6
Fig. 2.3. Bio-Realimentación muscular [4].....	7
Fig. 2.4. Parche EMG [5].	7
Fig. 2.5. Análisis de fatiga muscular usando HD-EMG [6].....	8
Fig. 2.6. Tecnología infrarroja cercana al músculo [7]	9
Fig. 2.7. Dispositivo electromiográfico [8].....	10
Fig. 2.8. EMOTIV EPOC+ [9].....	10
Fig. 2.9. Dispositivo de medición de fatiga muscular de bajo costo .[10]	11
Fig. 2.10 Bíceps braquial [12].....	12
Fig. 2.11 Biomecánica de la flexión y extensión del codo [12]	14
Fig. 2.12 Fatiga muscular y puntos gatillo [12].	16
Fig. 2.13 Medición de fatiga muscular mediante EMG [14].....	18
Fig. 2.14 Sensor de señal muscular EMG [18].....	19
Fig. 2.15 Correcta colocación de los electrodos sobre el músculo. [18].....	20
Fig. 2.16 Arduino Uno [20].....	21
Fig. 2.17 Arduino Nano [21].....	22
Fig. 2.18 RaspBerry Pi 3 [22]	22
Fig. 4.1 ESP32 [26]	37
Fig. 4.2 Esquema de conexión. a) Celda de carga resistiva, b) Módulo amplificador. [3] ..	38
Fig. 4.3 Modulo de carga TP4056 [27]	39
Fig. 4.4 Modulo SP-BKBS [28]	39
Fig. 4.5 Conexión de los componentes electrónicos	40
Fig. 4.6 Diseño de la PCB.	41
Fig. 4.7 Obtención de la placa PCB	41
Fig. 4.8 Montaje de la PCB	42
Fig. 4.9 Estructura del sistema de medición.....	45
Fig. 4.10 Vista explosionada de la estructura del sistema de medición.	46
Fig. 4.11 Estructura principal	48

Fig. 4.12 Análisis estático de la estructura principal. (a) Tensión, (b) Desplazamiento, (c) Factor de seguridad.....	50
Fig. 4.13 Sistema de sujeción.....	51
Fig. 4.14 Análisis estático del sistema de sujeción. (a) Tensión, (b) Desplazamiento, (c) Factor de seguridad.....	53
Fig. 4.15 Carcasa de Madera Copal	55
Fig. 4.16 Porta Circuitos	55
Fig. 4.17 Protección de la celda de carga. (a) PortaCelda, (b) Tapa_Portacelda, (c) Ensamble.	56
Fig. 4.18 Protección del interruptor. (a) Carcasa_Interruptor, (b) Tapa_Interruptor, (c) Ensamble.	57
Fig. 4.19 Sistema de medición. (a) Vista frontal, (b) Vista posterior, (c) Vista lateral izquierdo, (d) Vista interior.	60

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Especificaciones técnicas del sensor EMG [18].....	20
Tabla 2.2 Características de los microcontroladores [3]	23
Tabla 2.3. Análisis comparativo entre Python y Matlab.	24
Tabla 4.1 Comparación entre el conjunto Arduino Nano con Bluetooth y ESP32.	32
Tabla 4.2 Ventajas y desventajas entre Arduino Nano con Bluetooth y ESP32.	33
Tabla 4.3 Comparación entre conexión la Wifi y Bluetooth.	33
Tabla 4.4 Ventajas y desventajas entre la conexión Wifi y Bluetooth.	34
Tabla 4.5 Restricciones de los componentes electrónicos a emplear en el sistema de medición.	35
Tabla 4.6 Componentes de la estructura del sistema de medición	47
Tabla 4.7 Propiedades físicas de la Madera Copal [3].	54
Tabla 4.8 Propiedades del material PLA+ [30].	57
Tabla 4.9 Manual de usuario.	64

CAPÍTULO 1 : INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento del problema

La fatiga muscular es un fenómeno fisiológico que se produce cuando un músculo pierde temporalmente su capacidad de generar fuerza, disminuyendo el rendimiento físico. En actividades diarias, laborales y deportivas, se pueden encontrar casos donde las personas ya no pueden continuar con sus rutinas. Dado lo anterior, siempre es importante tomar un descanso para recuperar la energía.

Asimismo, cuando una persona acude a un gimnasio deportivo, depende de las enseñanzas que pueda proporcionarle el entrenador. Sin embargo, estas instrucciones tienden a ser constantes para todos los gimnastas; sabiendo de que la restitución muscular depende de muchos factores, por lo tanto, su control, evitaría lesiones musculares, mejoraría el desempeño de este, proporcionando buena salud en las personas. De acuerdo con esto, optimizar el tiempo de actividad física y recuperación no solo tiene un impacto positivo en el rendimiento físico, sino que también reduce los costos asociados a tratamientos y pérdida de tiempo productivo.

De igual manera, en el ámbito laboral, la fatiga muscular prolongada puede afectar de forma negativa la productividad, provocando un mayor riesgo de errores o accidentes. Esto puede generar costos adicionales por atención médica, pausa del trabajo o incluso la necesidad de reemplazar al personal.

El bíceps braquial es uno de los músculos con mayor actividad física, las cuales involucra el levantar objetos o realizar movimientos repetitivos de flexión del brazo [1].

Contar con un sistema de medición de fatiga muscular del bíceps permitirá determinar el tiempo necesario para su completa recuperación, ayudará a desarrollar programas de entrenamiento más eficaces, evitando lesiones a largo plazo o permanentes, y planificar tiempos óptimos de descanso adecuados tanto en entornos laborales como deportivos, mejorando el desempeño general y minimizando costos asociados a problemas físicos.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Implementar un sistema para medir la fatiga muscular del bíceps.

1.2.2 Específicos

- Analizar los aspectos relacionados con la fatiga muscular en el bíceps.
- Diseñar la interfaz gráfica y los módulos mecánicos y electrónicos del sistema de medición.
- Construir un modelo prototipo del sistema de medición.
- Realizar pruebas de funcionamiento en pacientes sanos.

1.3 Alcance y delimitación

El propósito de esta investigación es crear un sistema que permita obtener datos sobre el tiempo que tarda al bíceps en llegar a la fatiga muscular y el tiempo que se demora en restituirse.

Para ello, se pretende diseñar el sistema de medición de fuerzas, así como la selección de los componentes electrónicos. De igual manera, se desarrollará la interfaz entre el dispositivo y los usuarios (investigador y el modelo).

Subsiguientemente, los datos adquiridos serán almacenados para su posterior análisis matemático que permita determinar la fatiga muscular.

Finalmente, se imprimirá, en una hoja, el reporte de los resultados analizados.

1.4 Justificación

La investigación sobre la fatiga y recuperación muscular del bíceps es de gran importancia desde el punto de vista científico como práctico, permitiendo generar conocimiento que ayude a mejorar el rendimiento físico, prevenir lesiones y optimizar la eficiencia en diversas actividades. El desarrollo de la presente investigación aporta beneficios en los siguientes ámbitos:

En lo deportivo, la fatiga muscular afecta el rendimiento de los deportistas limitando su capacidad para mantener esfuerzos prolongados como por ejemplo en los fisicoculturistas. Al tener datos precisos sobre los tiempos de fatiga y recuperación permitirá al deportista diseñar un plan de entrenamiento personalizado y eficaz, evitando el sobre-entrenamiento y optimizando los tiempos de descanso. Los deportistas podrán obtener mejores resultados sin perjudicar su salud.

En la salud y la rehabilitación, la recuperación muscular es de suma importancia para evitar las lesiones leves o permanentes y ayudando a las personas a retomar sus actividades cotidianas, mejorando los tiempos de recuperación y reduciendo el gasto económico a tratamientos prolongados.

Desde el ámbito laboral y económico, entender el proceso de fatiga muscular es fundamental, ya que permite mejorar la eficiencia y disminuir los peligros de sufrir lesiones al realizar tareas repetitivas. Los descansos y pausas apropiadas pueden evitar el agotamiento físico y reducir los costos asociados con la necesidad de reemplazar al personal y la atención médica.

El diseño de un sistema de medición de fatiga muscular del bíceps ayudará a mejorar el rendimiento físico, a diseñar programas de rehabilitación óptimos, a mantener un control de salud del bíceps. Esto generaría un impacto positivo tanto en el bienestar de las personas como en la economía.

CAPÍTULO 2 : MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes

Se presenta una breve descripción de los avances recientes relacionados con esta investigación.

La **Fig. 2.1** muestra un circuito de la solución de un prototipo auxiliar destinado a la relajación del músculo bíceps braquial tras realizar actividad física en atletas. El dispositivo posee la capacidad de obtener señales a través del método de electromiograma (EMG), con lo que permite establecer el nivel de tensión y/o del atleta al concluir la actividad física y la intensidad de electroestimulación muscular (EEM) adecuada [2].

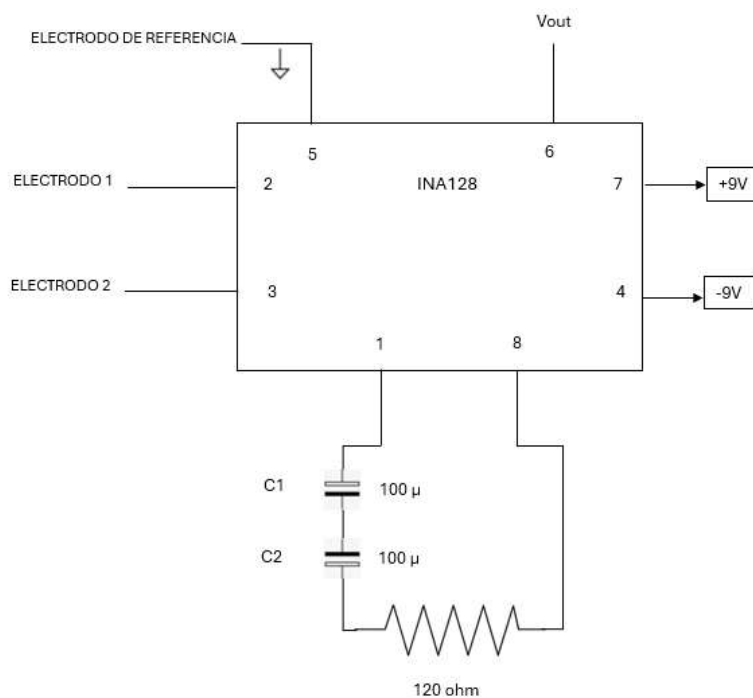


Fig. 2.1 Circuito del EMG [2]

Posteriormente, en la **Fig. 2.2**, se observa la propuesta [3] quien diseñó un aparato medidor de fuerza para el miembro superior, el cual permite evaluar la fuerza muscular en pacientes que

presentan alguna lesión en el brazo. Este aparato permite medir y visualizar mediante una interfaz gráfica y en tiempo real la fuerza que ejerce el paciente



Fig. 2.2. Medidor de fuerza del miembro superior [3].

Asimismo, [4] realizaron una interfaz de bio-realimentación, desarrollada en el entorno de MATLAB (véase la **Fig. 2.3**), esto permite obtener información sobre las señales musculares generadas por el cuerpo humano, con el objetivo de indicar la realización de los ejercicios a una intensidad de fuerza óptima, además facilita el análisis de la fatiga muscular durante la ejecución de los ejercicios. Esta interfaz permite obtener resultados óptimos en un corto tiempo gracias al monitoreo continuo y la obtención de historiales para identificar la evolución del músculo después de someterse a sesiones de terapia.



Fig. 2.3. Bio-Realimentación muscular [4].

Igualmente, [5] desarrollaron un parche EMG (véase la Fig. 2.4) que puede ser utilizado en la parte inferior de la pierna, sobre el músculo gastrocnemio, que facilita detectar el desgaste muscular en tiempo real mientras se realiza la actividad física. Mediante un procesador ARM Cortex-M4 se mide la frecuencia media de una señal EMG, cuando el músculo comienza a fatigarse, la frecuencia media cambiará a una frecuencia baja. Los resultados del parche EMG permiten monitorear las condiciones de fatiga muscular mientras se realiza actividad física lo que ayudará a evitar lesiones.



Fig. 2.4. Parche EMG [5].

Además, [6] ha realizado una estimación cuantitativa y proporcional de la fatiga muscular a través de valores porcentuales. Esta estimación se la realizó mediante el uso de señales de Electromiografía de alta densidad (HD-EMG) que permiten un análisis detallado de la actividad muscular. Asimismo, la técnica de estimación de fatiga muscular indica que la red recurrente de tipo LSTM (longo short – term memory o memoria a largo plazo) demuestra una gran capacidad para realizar la estimación a nivel intra-sujeto e inter-sujeto, permitiendo llevar a cabo la monitorización y retroalimentación de la fatiga muscular, para evitar sobreesfuerzos y ayudando en sesiones de rehabilitación (ver **Fig. 2.5**).

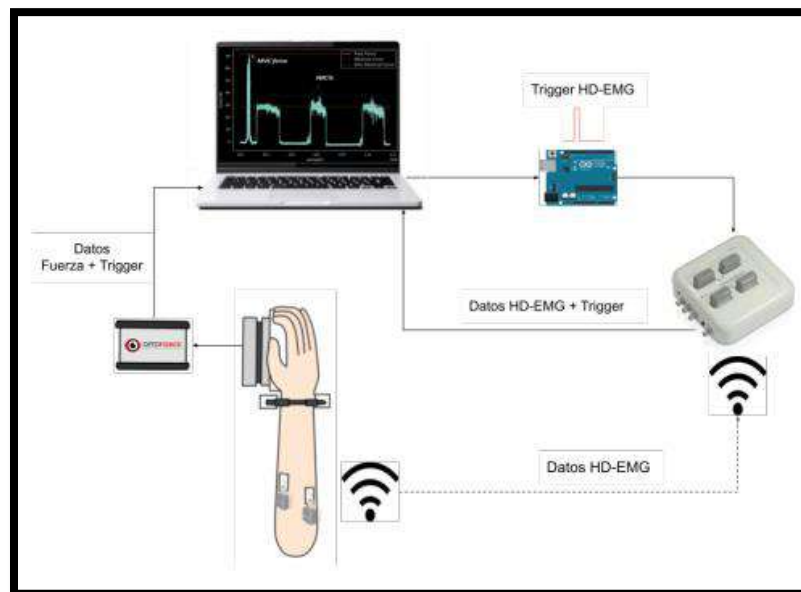


Fig. 2.5. Análisis de fatiga muscular usando HD-EMG [6].

En este caso [7] usó una tecnología portátil de infrarrojo cercano no invasivo, para medir la saturación de oxígeno muscular (SmO_2), esto se coloca sobre el músculo gastrocnemio y vasto lateral. Se midió la SmO_2 en reposo, haciendo uso del método de oclusión arterial para medir la fatiga muscular antes y después de realizar actividad física, para el análisis de rendimiento y

adaptación al entrenamiento en futbolistas. En la **Fig. 2.6** se observa un espectro sobre cómo actúa la tecnología infrarroja colocada sobre el músculo.

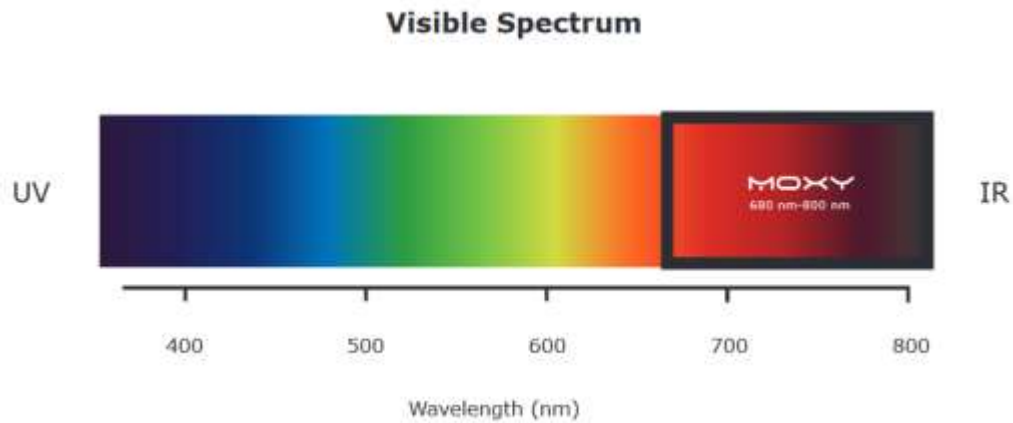


Fig. 2.6. Tecnología infrarroja cercana al músculo [7]

Por otra parte, [8] hizo uso de la electromiografía para crear un dispositivo (véase la **Fig. 2.7**), el cual permite monitorear en tiempo real, como se comporta el músculo de cualquier parte del cuerpo, haciendo uso de esto se puede detectar la fatiga muscular y así prevenir lesiones en los músculos durante el entrenamiento físico, dando aviso al deportista que se está sobre exigiendo al realizar la actividad muscular.



Fig. 2.7. Dispositivo electromiográfico [8].

En este caso, [9] hicieron uso de la electroencefalografía (EEG) para determinar la fatiga muscular central. Esta técnica registra la actividad eléctrica neuronal, facilita datos sobre el estado del sistema nervioso central al realizar actividad física, haciendo uso de componentes de hardware y software para la obtención y procesamiento de biopotenciales, en conjunto con el dispositivo EMPTIV EPOC+ que es una diadema EEG (véase la **Fig. 2.8**) utilizada para medir y registrar las señales neuronales.



Fig. 2.8. EMOTIV EPOC+ [9].

Mientras que [10], desarrollaron un sistema de bajo costo para medir la fatiga muscular al realizar la contracción isométrica del músculo cuádriceps (véase la **Fig. 2.9**) haciendo uso de la electromiografía, con el fin de reducir lesiones por fatiga, y también pensando en la economía de los usuarios, este sistema puede ser utilizado en campos como el deporte y rehabilitación muscular. Registran la señal electromiográfica a través de sensores de superficie y una placa Arduino y esta señal es analizada mediante el software de Matlab y Simulink y un filtrado de wavelet.

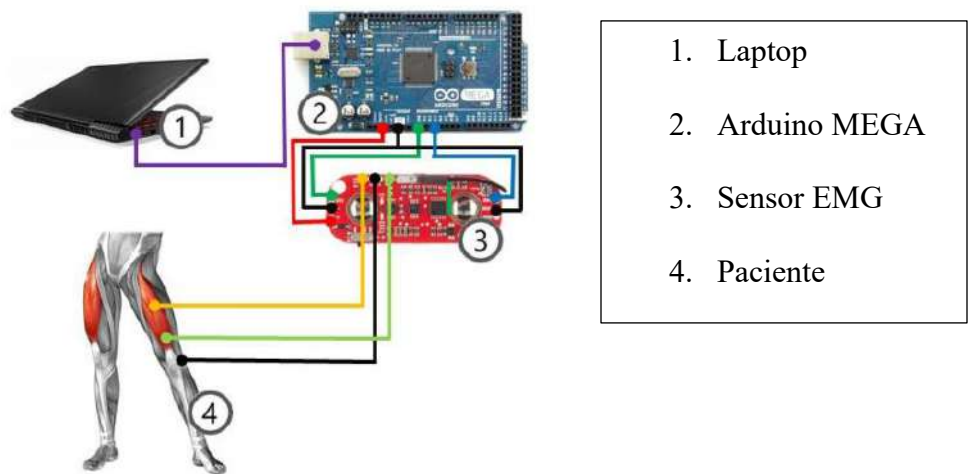


Fig. 2.9. Dispositivo de medición de fatiga muscular de bajo costo .[10]

2.2 Bases Teóricas

2.2.1 Generalidades del bíceps

En esta parte, se puede observar información que respalda el desarrollo del sistema de medición de fatiga muscular. Se abordan temas como la anatomía, fisiología y biomecánica del bíceps. También, conceptos clave concernientes con la recuperación muscular y la fatiga en general. La investigación de estos temas es importante, ya que aportan conocimientos importantes para el diseño y aplicación del sistema.

2.2.1.1 Aspectos anatómicos del bíceps

Para el desarrollo de este proyecto es necesario entender la anatomía del bíceps ya que es

fundamental para realizar cualquier investigación relacionada con su función por varias razones como: prevención de lesiones, optimización de rendimiento, medición efectiva de la fatiga y rehabilitación personalizada.

El bíceps braquial es un músculo robusto que tiene como tarea principal rotar el antebrazo hacia arriba (supinación) y doblarlo (flexión) [11].

Además, el bíceps es un músculo visible y superficial en la zona delantera del brazo. Las fibras musculares comienzan en la zona superior del omoplato, se expanden y atraviesan la parte frontal del brazo hasta llegar al antebrazo. Posee una forma alargada compuesta por dos cabezas, que se originan en dos ubicaciones distintas, pero terminan en un solo tendón [12].

Este músculo se origina en dos lugares: la cabeza corta comienza en el vértice de la apófisis coracoides de la escápula, y la cabeza larga comienza en el tubérculo de la escápula. La unión de estas dos cabezas musculares forma un tendón plano que se aloja en la tuberosidad del radio [12].

En la **Fig. 2.10** se muestra el origen y ubicación del músculo bíceps.

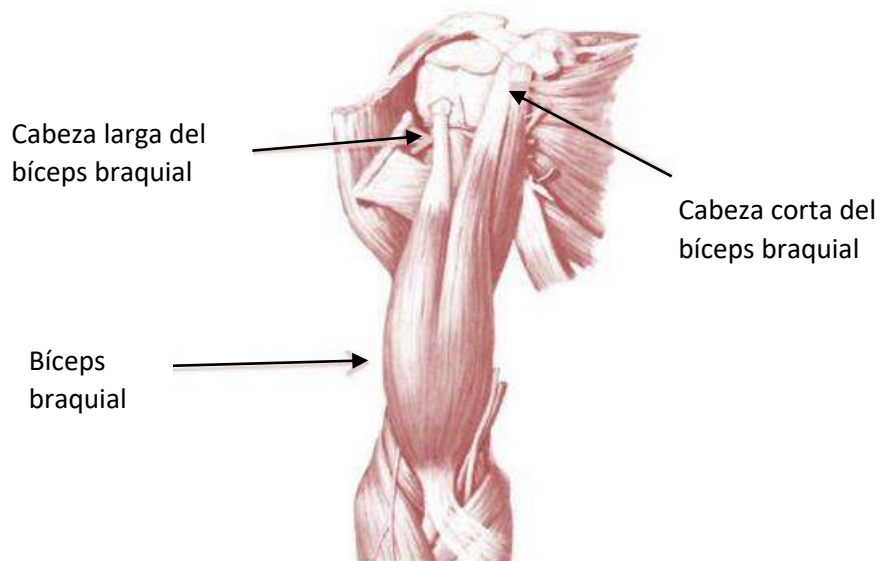


Fig. 2.10 Bíceps braquial [12].

2.2.1.2 Fisiología

Cuando el antebrazo se encuentra parcialmente flexionado, el músculo bíceps funciona como un potente supinador del antebrazo. Además, este músculo es un importante flexor del antebrazo supinador. Asiste a otros músculos, aunque débilmente, actuando como flexor del brazo hasta el hombro[12].

El bíceps al contraerse para levantar algún objeto pesado, sus dos porciones cumplen la función de coaptación simultánea del hombro, la porción o cabeza corta eleva el húmero cerca del omóplato ayudándose de la coracoides, en conjunto con los músculos longitudinales (porción larga del tríceps, y el músculo coracobraquial y deltoides) restringe la dislocación de la cabeza humeral hacia abajo.

El bíceps se inerva con el nervio musculocutáneo que procede de las quintas y sextas raíces cervicales y es el encargado de la flexión del codo. Este músculo hace uso del ATP como una fuente de energía para realizar el movimiento de contracción.

2.2.1.3 Biomecánica

La biomecánica del bíceps se enfoca en la forma que este músculo ejerce movimiento y a la vez fuerza en el brazo [13]. El funcionamiento de este músculo se basa en la disposición del codo y el antebrazo. Por ejemplo, al extender el codo, el bíceps funciona como un mero flexor. Sin embargo, cuando el codo se inclina a 90°, se transforma en el principal encargado de rotar el antebrazo. En la **Fig. 2.11** se indica tanto la flexión y extensión del codo representando el músculo bíceps.

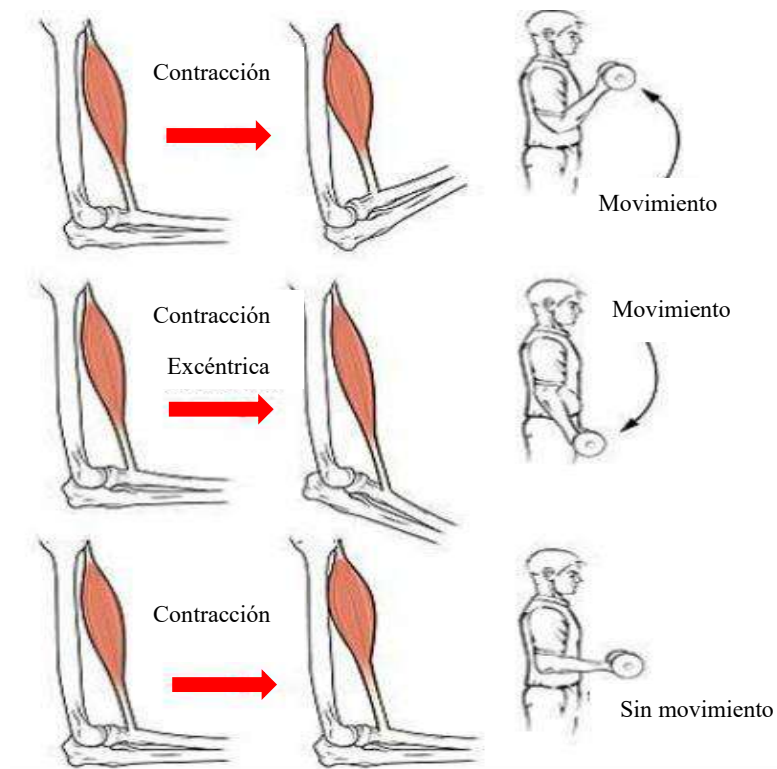


Fig. 2.11 Biomecánica de la flexión y extensión del codo [12]

El bíceps tiene la capacidad de realizar diversas clases de contracción dependiendo del movimiento que se ejecute. En una posición neutral, realiza una contracción isométrica, sosteniendo el brazo en una posición vertical. Además, cuando se realiza la flexión del codo, ocurre una contracción concéntrica, en la que el músculo se reduce para doblar el brazo. Por último, cuando el bíceps se extiende ante una carga externa, se produce una contracción excéntrica, donde el bíceps se relaja al extenderse.

2.2.2 Fatiga muscular

2.2.2.1 Definición y causas de la fatiga muscular

La fatiga muscular, hace referencia a la reducción reversible de la habilidad del músculo para producir fuerza realizar contracciones y/o potencia muscular. Esto puede influir de manera negativa en la técnica y rendimiento durante el tiempo que se ejecute alguna tarea física. Por ejemplo, las personas que presenten fatiga muscular pueden sentir una baja coordinación en el control motor,

esto puede provocar contusiones en el sistema locomotor [14].

Se asocia con actividades extensas o que requieren un esfuerzo muscular abrupto, como la realización de tareas repetitivas o el ejercicio físico. Además, también se lo puede asociar a causas psicológicas, como el estrés excesivo o la falta de motivación [14].

La fatiga se divide en dos categorías primordiales como:

- **Fatiga central:** Se refiere a variaciones en el sistema nervioso central, especialmente en los conductos neuronales que intervienen en la contorsión de los músculos. Esto provoca una interferencia cuando se transmiten señales entre el cerebro y los músculos [14].
- **Fatiga periférica:** Los músculos y las estructuras que los conforman son afectados, por ejemplo, los vasos sanguíneos y los nervios [14].

Además, la fatiga muscular también se puede generar por varios factores como: variaciones de la temperatura corporal, el pH y la acumulación de compuestos del metabolismo a través del flujo sanguíneo, principalmente los que producen la hidrólisis del adenosíntrifosfato (ATP), por ejemplo: adenosíndifosfato (ADP), adenosínmonofosfato (AMP), amonio, grupo de fosfato inorgánico e inosinamonofosfato (IMP). La disminución de la homeóstasis del Ca_2^+ , y también la cinética de algunos iones en los medios extra e intracelulares como el Na^+ , $ClMg_2^+$ y K^+ , lo que genera una disminución de sustratos energéticos en los músculos activos durante los periodos de entrenamiento [15].

2.2.2.2 Fatiga Muscular en el bíceps

La fatiga muscular en el bíceps se presenta cuando el músculo se sobrecarga de manera activa aguda o de manera crónica y el músculo pierde temporalmente la capacidad de ejercer fuerza [12].

Es decir, que es el resultado de una carga repentina fuerte o de movimientos que sean repetitivos.

Además, esto sucede cuando no se realiza actividades compensatorias y cuando el músculo no ha tenido el suficiente tiempo para acostumbrarse a la carga. Los ámbitos de deporte y actividades de la vida cotidiana que frecuentemente sobrecargan el músculo, que llevan al dolor y puntos gatillo son: cargar objetos con un peso excesivo, entrenamientos del brazo y flexiones de brazo. En la **Fig. 2.12** se puede observar, en color rojo como afecta la fatiga muscular al bíceps y la activación de los puntos gatillo marcados por una X.

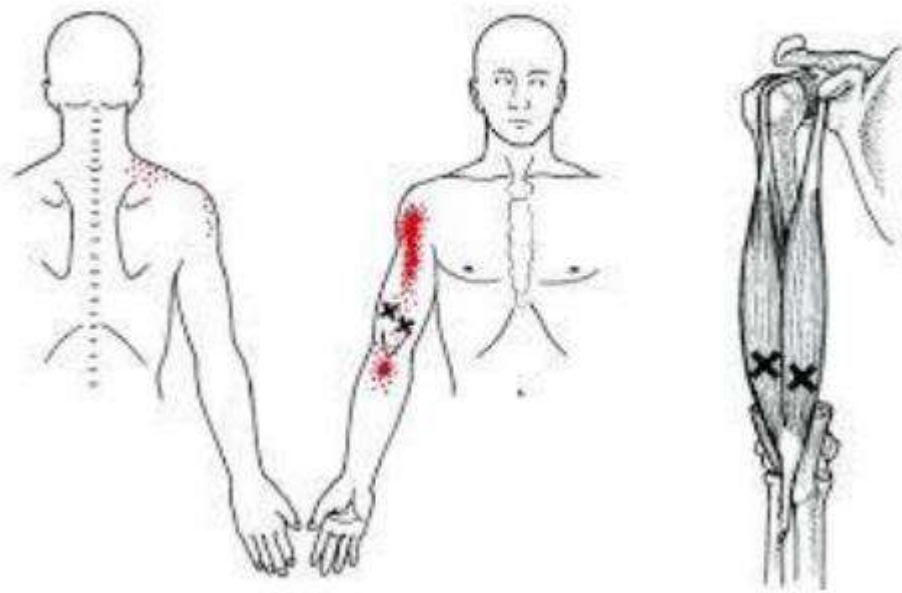


Fig. 2.12 Fatiga muscular y puntos gatillo [12].

2.2.2.3 Tiempo de recuperación

El adecuado equilibrio entre carga de entrenamiento, competición, ámbito laboral y rehabilitación con el tiempo de recuperación es primordial para que las personas tengan un rendimiento eficaz [16]. Una óptima recuperación muscular permite que tanto el cuerpo como la mente vuelvan a su estado normal y saludable. Las personas suelen enfrentarse a diversas variables que influyen en la recuperación, como nutrición, sueño, cambios de zona horaria y/o elevadas cargas tanto de trabajo como de entrenamiento o competiciones.

Estrategias como la inmersión en piscinas polares, vestimenta de compresión, masajes musculares, recuperación activa y estimulación eléctrica son utilizadas con el propósito de mejorar el tiempo de recuperación tanto del deportista, trabajador y paciente. Dentro de los diversos elementos que pueden potenciar la recuperación, se pueden resaltar el reposo y la alimentación, siendo esta última una de las técnicas más comunes y asequibles para promover la recuperación muscular y las alteraciones fisiológicas posteriores al entrenamiento [16].

2.2.2.4 Técnicas de medición de fatiga muscular

- **Medición de fatiga muscular mediante Electromiografía (EMG):** La fatiga se puede medir a través de las señales electromiográficas mediante la detección de alteraciones en la actividad eléctrica durante la contracción de la musculatura. La EMG detecta estos cambios en los músculos a través de electrodos no invasivos o colocándolos de manera directa en el tejido de estos. Cuando el músculo se contrae, las células que lo conforman producen señales eléctricas; estas señales se transmiten mediante los tejidos musculares y son detectadas por los electrodos de la electromiografía. Estas señales EMG, representan el flujo de cargas eléctricas de las unidades motoras obtenidas cuando se contrae el músculo [14]. En la señal de EMG de la fatiga se presenta de varias maneras, como, cuando en la señal de EMG existe una disminución en su amplitud, esto se debe a que existe una reducción en la actividad eléctrica de los músculos. Con estos cambios se puede monitorear el estado de la fatiga mientras se realiza ejercicios o rehabilitación muscular. En la **Fig. 2.13** se observa un modelo gráfico sobre la reproducción de señales electromiográficas desde potenciales de acción del sistema de control motor.

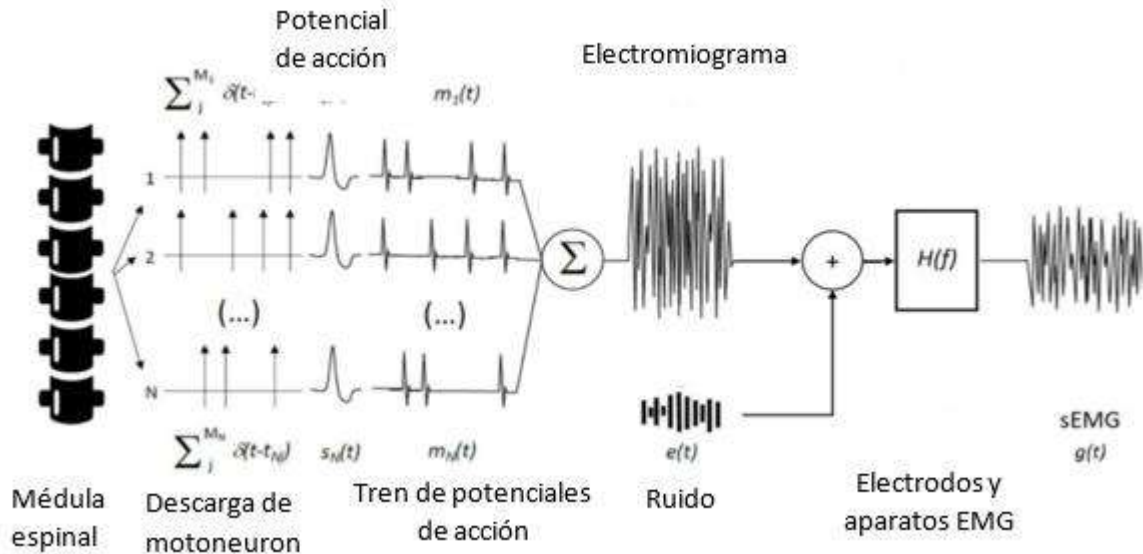


Fig. 2.13 Medición de fatiga muscular mediante EMG [14]

- Valoración mediante la plataforma de fuerza portátil Counter Movement Jump (CMJ):** Este instrumento sirve para detectar fatiga neuromuscular y a su vez, a lo largo de algún tiempo de entrenamiento. Su ejecución es por medio de un salto, lo que dan conclusiones en la cantidad de trabajo que se está realizando en el tren inferior. Esta herramienta es útil para medir la potencia en el tren inferior del cuerpo, útil para los atletas que practican CrossFit. Estos atletas realizan entrenamientos que involucran todo el cuerpo, la prueba CMJ solo mostraría una parte de su valoración, ya que no se evaluaría la parte superior del cuerpo [15].
- Evaluación por medio de lactato:** Se realiza un estudio donde se valora el lactato en sangre, lo cual indica que al finalizar un entrenamiento que involucre el levantamiento de peso y actividades de gimnasia se genere una cantidad pequeño de lactato en comparación con el entrenamiento de condición metabólico, se aprecia que los niveles de lactato se recuperan de una manera más rápida al final de la sesión de actividad física [15].

2.2.3 Sensores en equipos médicos

Los sensores son dispositivos que responden a alteraciones en relación con fenómenos tanto físicos como medioambientales. Estos dispositivos se activan cuando reciben una señal y responden a ella. Esta señal eléctrica que recibe el sensor se llama estímulo, el cual puede ser, la luz, el sonido, la distancia o inclusive la composición química. Existen diferentes tipos de sensores, se los puede clasificar de varias maneras. Además, se puede encontrar sensores de presión, posición, de proximidad, de fuerza y humedad. Su función principal es copiar la capacidad de percepción de los humanos, por esta razón estos dispositivos se asemejan a sentidos como la vista, el tacto y el oído [17].

2.2.3.1 Tipos de sensores para medir fatiga muscular

- **Sensores de señal muscular EMG:** Son dispositivos electrónicos que se basan en la electromiografía, mediante lo cual se obtienen señales eléctricas pequeñas emitidas por los músculos que conforman el brazo de una persona. Estos sensores son sensibles al ruido, son resistentes a los diferentes tipos de movimientos que ejecute una persona. Para reconocer las señales emitidas por los músculos, estos sensores hacen uso de electrodos [18]. En la **Fig. 2.14** se observa de forma física el sensor EMG con sus respectivos electrodos y en la **Tabla 2.1**, se puede observar las especificaciones técnicas del sensor EMG.



Fig. 2.14 Sensor de señal muscular EMG [18].

Tabla 2.1 Especificaciones técnicas del sensor EMG [18].

Especificaciones	Descripción
Tipo	Electromiografía – muscular
Voltaje de alimentación mínima	$\pm 3,5$ V
Compatibilidad	Microcontroladores Arduino
Voltaje de la fuente de energía	0 – 3,7 V
Dimensiones	2,73 cm (ancho) x 2,73 cm (largo)

Los electrodos tienen que ser colocados de una manera adecuada sobre el músculo que se desea analizar, el electrodo de color rojo (MID) debe ir en la mitad del músculo, el de color verde (ENG) en la parte final del músculo y por último el de color amarillo (GND) se usa como puesta a tierra colocándolo cerca de un tendón o hueso de una manera opuesta al músculo [18]. En la **Fig. 2.15** se aprecia la forma correcta en la que se deben colocar los electrodos del sensor EMG sobre el bíceps.

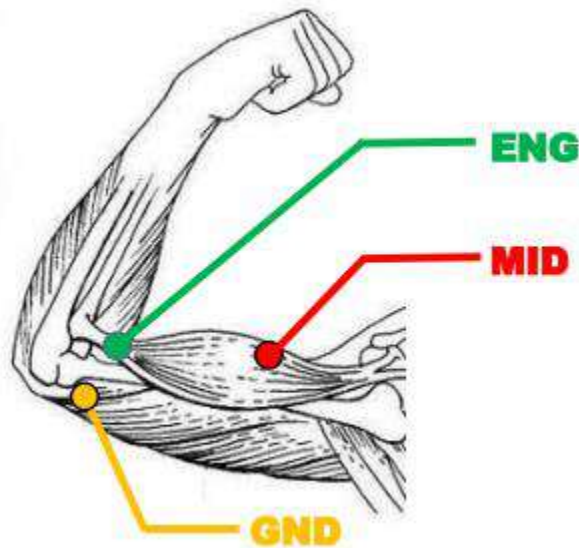


Fig. 2.15 Correcta colocación de los electrodos sobre el músculo. [18].

- **Acelerómetros:** Son dispositivos electrónicos, los cuales pueden medir componentes tanto dinámicos como estáticos relacionados a características externas e internas del movimiento del cuerpo humano. Este sensor proporciona una señal eléctrica a través de vibraciones como variante de una medición física. Se pueden utilizar para procesos de medición de niveles

gasto metabólico, análisis de marcha y actividad física. Este proceso se realiza ubicando los acelerómetros en lugares específicos donde se pueda medir la aceleración ante la ejecución de actividad física [19].

2.2.4 Tarjetas de adquisición de datos

2.2.4.1 Arduino Uno

Es un entorno que involucra tanto la electrónica como la programación, es uno de los modelos más utilizados, dispone de 14 pines, entre entradas digitales y puertos de salida. Posee un botón de reinicio y un puerto para su alimentación que además incluye un puerto USB para transmitir datos mediante. También, se puede programar para realizar múltiples operaciones [20]. En la **Fig. 2.16** se observa la forma física del Arduino Uno.

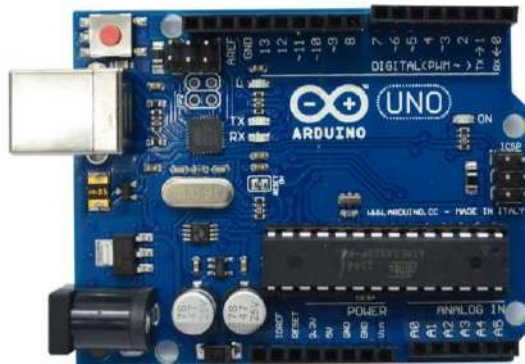


Fig. 2.16 Arduino Uno [20].

2.2.4.2 Arduino Nano

Es una versión más compacta a comparación con el Arduino Uno y económica, pudiendo hacer uso de esta tarjeta en proyectos donde el espacio era muy limitado, como en un seguidor de línea o reloj digital. Cuenta casi con las mismas características y funcionalidades que la placa original, como el microcontrolador ATmega328P, puertos análogos y digitales [21]. En la **Fig. 2.17** se observa de manera física el Arduino Nano.



Fig. 2.17 Arduino Nano [21].

2.2.4.3 RaspBerry PI 3

Es una tarjeta electrónica que se la puede considerar como una nano computadora. Se la puede usar tanto para proyectos que integren IoT, como hogares inteligentes o robots. Para su programación depende de varios lenguajes como: Python, Java, C, C++ o Ruby. Posee un procesador de hasta 1,2 GHz lo que permite datos de mayor exactitud [22]. En la **Fig. 2.18** se indica de forma física la RaspBerry Pi como se la podría adquirir en el mercado.



Fig. 2.18 RaspBerry Pi 3 [22]

En la **Tabla 2.2** se puede visualizar una comparativa entre los microcontroladores antes mencionados.

Tabla 2.2 Características de los microcontroladores [3]

Aspecto	Arduino Nano	Arduino Uno	RaspBerry Pi 3
Potencia de cálculo	20 MIPS	16 MIPS	1,2 GHz
Capacidad de E/S	22 pines	20 pines	40 pines
Conectividad	USB, 12C	USB, UART	HDMI, USB, GPIO
Consumo de energía	10 mA	40 mA	800 mA
Tamaño	18x45 mm	53x68,6 mm	85,6x56,5 mm
Ponderación	1	0,6	0,6

2.2.5 Software para análisis de datos

2.2.5.1 Python

Este tipo de lenguaje de programación es orientado a objetos y de código abierto. Tiene diferentes aplicaciones como crear servidores de red, páginas web o incluso aplicaciones de Windows. Python es gratis y tiene una gran variedad de bibliotecas. Un programa realizado en Python tiene menos líneas de código a comparación de otros lenguajes de programación como Java o C. Python puede ser desarrollado en cualquier plataforma como Unix, Mac, Windows entre otras [23].

2.2.5.2 Matlab

El lenguaje de Matlab esta orientado a solucionar problemas de nivel científico y de ingeniería. Es un lenguaje que se fundamenta en matrices, que es la manera más sencilla de enunciar las matemáticas informáticas. Ofrece gráficos que son de gran ayuda para la visualización de los datos y obtener información de ellos. Una gran desventaja de este lenguaje es que es una plataforma no gratuita, entonces no todos tendrían acceso a este tipo de lenguaje. Matlab ha sido usado para análisis de sensores, finanzas y electrónica de comunicaciones [23].

En la **Tabla 2.3** se observa un análisis comparativo entre los softwares Python y Matlab.

Tabla 2.3. Análisis comparativo entre Python y Matlab.

Software	Ventajas	Desventajas
Python	Es gratuito y de código abierto.	Se vuelve lento cuando ejecuta
	Dispone de una gran variedad de bibliotecas para desarrollar diferentes tipos de aplicaciones, como análisis de datos. IA o desarrollo web.	tareas numéricas intensas. Menor capacidad para realizar gráficos interactivos en comparación con Matlab.
	Es compatible con microcontroladores como la Raspberry y Arduino.	
	Es un lenguaje multiplataforma como Windows, Linux o MacOS.	
	Especializado en realizar simulaciones avanzadas, cálculos científicos e ingeniería.	Es un software con costo de licencia.
Matlab	Dispone de herramientas para realizar procesamientos de señales, y análisis de datos.	No es un lenguaje compatible con áreas fuera del ámbito científico y técnico.
	Las gráficas en 2d y 3d que nos ofrece Matlab con pocas líneas de código son de alta calidad e interactivas.	A diferencia de Python, Matlab no dispone de un soporte para desarrollo web o software.
		No es de código abierto

CAPÍTULO 3 : MARCO METODOLÓGICO

3.1 Modelo de la investigación

En el presente trabajo de titulación se emplea una investigación aplicada, ya que se hace uso de diversos procesos y estrategias dentro del campo de la ingeniería para desarrollar el dispositivo de medición de una manera óptima [24]. En esta investigación, el propósito es determinar el tiempo que se demora el bíceps en llegar a la fatiga muscular y su tiempo de recuperación para mejorar el rendimiento físico y prevenir lesiones. Los resultados obtenidos se emplean para elaborar programas de entrenamiento más eficientes, mejorar los periodos de descanso en actividades laborales y deportivas, y disminuir los peligros de sobreesfuerzo, favoreciendo tanto la salud como la productividad de las personas.

Además, la investigación también es de tipo documental, lo que implica realizar un análisis a través de la búsqueda de varios documentos, tales como libros, revistas, periódicos, memorias, anuarios, registros, entre otros[25]. Igualmente es de investigación de campo, ya que es necesaria realizar visitas a centros de rehabilitación y gimnasios, para obtener información mediante entrevistas[25]. Esta recolección de información en situaciones reales facilita la obtención de datos exactos y útiles acerca del comportamiento del músculo durante y después del esfuerzo físico.

Asimismo, la investigación es de tipo descriptivo, ya que se centra en recolectar información con el objetivo de confirmar hipótesis o responder a interrogantes vinculadas con la situación presente [24]. En esta investigación se tiene como objetivo, examinar y describir los periodos de cansancio y recuperación del músculo bíceps a través de un protocolo de movimientos repetitivos como la flexión del brazo. Durante las pruebas, se llevan a cabo observaciones directas y mediciones objetivas, lo que permite documentar con exactitud los periodos de cansancio y los periodos de recuperación. Se realiza una comparación de los datos recabados entre los participantes,

considerando aspectos como la edad, el sexo, y la etnia, con la finalidad de identificar patrones y tendencias en el comportamiento muscular.

Igualmente, se hace uso de la investigación experimental, en esta investigación el científico no solo determina las propiedades que va a examinar, sino que también las supervisa, altera o manipula para examinar los resultados, garantizando que otros elementos no influyan en las observaciones [25]. En esta investigación se lleva a cabo pruebas controladas en las que los participantes realizan ejercicios particulares para el bíceps, registrando los periodos de fatiga y recuperación del músculo. Al modificar estas condiciones (como el número de repeticiones o la duración del esfuerzo), se puede apreciar la reacción de los músculos ante el ejercicio físico y el tiempo requerido para regresar a su estado normal. Esto facilita una mejor comprensión del funcionamiento del bíceps y cómo maximizar su desempeño.

3.2 Diseño de la Investigación

Para el desarrollo del presente trabajo fue necesaria la ejecución de diferentes actividades, con el fin de cumplir con los objetivos planteados, y de ese modo llevar un proceso secuencial y estructurado para la construcción del dispositivo de medición de fatiga muscular del bíceps, asegurando que cada fase contribuye de manera efectiva al logro de los resultados esperados.

3.2.1. Fase 1: Estudio de la fatiga muscular en el bíceps

Actividad 1.1: Investigación de la anatomía, fisiología y biomecánica del bíceps; el propósito de esta actividad es comprender el funcionamiento del bíceps, desde el punto de vista biomecánico, así como su fisiología. La razón de este análisis es obtener las posiciones donde el músculo pueda ejercer su máxima fuerza. Para esta actividad, se usarán las bases de datos bibliográficos, tales como Scienedirect, Scopus, IEEE, entre otros.

Actividad 1.2: Revisión de las técnicas de medición de la fatiga muscular; esta actividad consiste en estudiar los métodos existentes, como el uso de electromiografía (EMG), dinamometría y otras herramientas, para identificar las más adecuadas en la medición de la fatiga muscular en el bíceps. Esto facilitará la elección de métodos exactos y fiables para recopilar información sobre el tiempo de fatiga y recuperación. Para esta actividad, se usarán las bases de datos bibliográficos que la universidad contiene.

Actividad 1.3: Entrevista al personal involucrado para determinar la fatiga muscular; se lleva a cabo entrevistas con personal que realizan actividades físicas exigentes, ejercicios repetitivos como por ejemplo personal de un gimnasio o personas que se encuentren en un proceso de rehabilitación. Esto proporciona otro punto de vista de cómo se percibe la fatiga muscular, conocer sus necesidades y modificar las pruebas de la investigación para que sean beneficiosos tanto en la recuperación muscular como en el desempeño físico.

Actividad 1.4: Determinación de la metodología de medición de fatiga muscular; junto con el personal profesional especializado en este proyecto, se procede a establecer la metodología detallada para garantizar la medición de la debilidad del bíceps. Se proporcionan las técnicas y procedimientos, así como los equipos y materiales a utilizar. De igual manera, se establece la forma de almacenar la información que se obtenga del dispositivo.

3.2.2. Fase 2: Diseño de interfaz gráfica y componentes del sistema de medición

Actividad 2.1: Determinación de las especificaciones del sistema a diseñar (criterios y restricciones); se definen las características que debe tener el sistema, tales como exactitud, fácil de usar y compatibilidad con los sensores, o cualquier otra que se defina

con el personal profesional. Igualmente, se establecen restricciones como el presupuesto, el tamaño del sistema de medición y los materiales a emplear, para asegurar que el diseño sea práctico y eficiente. Es importante tomar en cuenta tanto la ergonomía como la robustez para lograr un funcionamiento adecuado.

Actividad 2.2: Planteamiento de posibles soluciones; se propondrán diversas alternativas de solución que cumplan con las restricciones establecidas en el punto anterior. El propósito es garantizar que todas las alternativas compitan en la ponderación de los criterios. Se inicia con soluciones que se basen en la creatividad, así como aquellas que surjan de tormentas de ideas del personal involucrado. Para cada solución se establece una división de partes electrónicas, mecánica, control e interfaz gráfica que satisfagan las necesidades de esta investigación.

Actividad 2.3: Selección de la mejor solución. (Especificaciones del sistema seleccionado); haciendo uso de metodologías existentes de selección de la mejor solución, se procede a ponderar cada criterio planteado la actividad 2.1. Luego se hace un desarrollo de la tabla de ponderación de los criterios para conocer la solución definitiva. Al finalizar esta actividad, se plantea las especificaciones del sistema a diseñar. Para ello, se hace uso de un dibujo CAD en explosión de la solución y se hace una explicación de la función de cada parte.

Actividad 2.4: Realización del diseño mecatrónico de la solución; una vez seleccionada la mejor solución, junto con el personal profesional, se procede a escoger los componentes a los que se les realizará el diseño y/o selección de estos a través de catálogos. De igual manera, se establece cuál debe ser la interfaz gráfica.

3.2.3. Fase 3: Construcción del prototipo del sistema de medición

Actividad 3.1: Adquisición de componentes; se comprarán los elementos necesarios para construir el sistema de medición, cumpliendo con las especificaciones definidas en el punto anterior. Se toma en consideración los componentes de comercialización nacional para facilitar su adquisición. De igual manera, se hace una revisión previa de calidad y compatibilidad de cada uno de los componentes, tratando de minimizar los costos, sin comprometer la funcionalidad del sistema.

Actividad 3.2: Construcción de componentes y estructura; se construye los componentes mecánicos y también las placas electrónicas que forman parte del prototipo, siguiendo las especificaciones establecidas en los cálculos. Se realizan pruebas preliminares de cada componente para verificar su funcionamiento antes de incorporarlos al sistema de medición.

Actividad 3.3: Integración de elementos mecánicos y electrónicos; las partes electrónicas, mecánicas e interfaz gráfica se acoplan y se sincronizan para asegurar un funcionamiento eficaz y eficiente. Se realizan ajustes técnicos necesarios para optimizar el rendimiento del dispositivo. Además, se documenta todo el proceso para facilitar futuras mejoras en el sistema. Para todo este proceso, se cuenta con el apoyo del personal profesional.

Actividad 3.4: Ensamble de componentes; cada componente del sistema se integra en una estructura completa y funcional, verificando el funcionamiento adecuado del sistema antes de pasar a la fase de pruebas. En el proceso de construcción, se garantiza la resistencia de la estructura haciendo uso de materiales adecuados y fijaciones apropiadas.

3.2.4. Fase 4: Pruebas de funcionamiento en pacientes sanos

Actividad 4.1: Planificación de pruebas de funcionamiento; se establecen los procedimientos y protocolos requeridos para realizar las pruebas del sistema en pacientes sanos. Esto asegura que las pruebas se realicen a cabo de manera ética y controlada, registrando cada etapa para obtener información exacta. Esta actividad es dirigida por el personal profesional involucrado en esta investigación.

Actividad 4.2: Realización de pruebas de funcionamiento y ajustes; se evalúa el sistema con pacientes sanos, examinando la reacción del sistema bajo circunstancias reales. Si el sistema presenta errores o inconsistencias, se harán correcciones en tiempo real, garantizando que el sistema logre funcionar correctamente.

Actividad 4.3: Realización de las correcciones de acuerdo con las sugerencias; se analizan las sugerencias recibidas durante las pruebas, tanto de los usuarios e investigadores para realizar mejoras en el sistema de medición. Se llevan a cabo las correcciones para mejorar el desempeño del sistema.

Actividad 4.4: Realización e interpretación de los resultados estadísticos; los datos recolectados se procesan y examinan usando métodos estadísticos para llegar a conclusiones relevantes sobre el rendimiento del sistema y la fatiga muscular del bíceps. Esto será beneficioso para detectar patrones y validar el correcto funcionamiento del diseño de la investigación.

Actividad 4.5: Redacción y escritura del documento; al redactar este documento final de la tesis se explica el procedimiento y los descubrimientos realizados, exponiéndolos de una manera fácil de entender y organizada para que cualquier lector logre entender el impacto y la importancia del trabajo realizado.

CAPÍTULO 4 : ANÁLISIS Y RESULTADOS

4.1 Lista de especificaciones

4.1.1 ¿Cómo se requiere que sea la solución?

- Que tenga una forma ergonómica.
- Conexión Inalámbrica.
- Interfaz amigable y fácil de usar entre usuario y sistema de medición.
- Bajo consumo energético.
- Sea un sistema preciso, no invasivo.
- Almacenamiento y análisis de datos del sensor medidor de fuerza.

4.1.2 ¿Qué características debe tener la solución?

- Medir la fatiga muscular de una manera confiable.
- Interfaz gráfica intuitiva entre investigador y paciente.
- Posibilidad de almacenar los datos obtenidos para su posterior análisis matemático.

4.1.3 ¿Qué herramientas necesito para desarrollar la solución?

- Microcontrolador con bluetooth integrado, para el procesamiento de los datos.
- Sensor de fuerza para medir la actividad muscular.
- Software libre de programación para el procesamiento de señales.
- Software para almacenamiento y análisis de datos como Excel.
- Materiales necesarios para la construcción del sistema de medición (cables, fuente de alimentación, carcasa)

4.1.4 Información recolectada en las entrevistas/Investigación de campo

La especialista en fisioterapeuta recomendó que el dispositivo sea ajustable a la altura de cualquier persona, que tenga un inmovilizador de hombro para que este no compense al bíceps, el codo debe estar a 90°, pegado al torso al momento de realizar la flexión para así tener una medición limpia y donde actúe solo el bíceps.

4.1.5 Función principal del sistema

Medir y analizar la fatiga muscular, el tiempo en el que el músculo bíceps tarda en llegar a la fatiga y el tiempo que se demora en recuperarse mediante un sensor de fuerza, proporcionando datos útiles para así mejorar el rendimiento físico, optimizar tiempos de recuperación y evitando lesiones.

4.2 Solución propuesta

En esta sección se analizan las diferencias entre el uso de Arduino Nano en conjunto con un módulo Bluetooth, y un ESP32, para la implementación del microcontrolador en el sistema de medición de fatiga muscular del bíceps. En la **Tabla 4.1**, se comparan los aspectos técnicos entre los dos microcontroladores. Además, en la **Tabla 4.2**, se encuentran las ventajas y desventajas sobre el uso de cada microcontrolador. Asimismo, en la **Tabla 4.3**, se puede visualizar una comparación entre las conexiones Wifi y Bluetooth. Igualmente, en la **Tabla 4.4**, se observan las ventajas y desventajas de cada conexión inalámbrica.

Tabla 4.1 Comparación entre el conjunto Arduino Nano con Bluetooth y ESP32.

Características	Arduino Nano con Bluetooth	ESP32
Conectividad	Bluetooth (HC-05 o BLE)	Wifi y Bluetooth
Velocidad de procesamiento	16 MHz	Hasta 240 MHz
Capacidad de memoria	32 KB Flash, 2 KB SRAM	4 MB Flash, 520 KB SRAM
Consumo energético	Bajo	Medio
Facilidad de implementación	Moderada	Alta
Costo	Bajo	Medio

Tabla 4.2 Ventajas y desventajas entre Arduino Nano con Bluetooth y ESP32.

Microcontrolador	Ventajas	Desventajas
Arduino Nano con Bluetooth	Consumo de energía bajo. Bajo costo, accesible para proyectos básicos. Fácil de configurar para una comunicación vía Bluetooth.	Velocidad de procesamiento baja en comparación con ESP32. Requiere de un módulo externo (HC-05 o BLE) para realizar una comunicación Bluetooth.
Esp32	Integra Wifi y Bluetooth sin usar módulos adicionales. Procesador con mayor capacidad de almacenamiento y de mayor potencia. Ideal para conexión inalámbrica.	Mayor consumo de energía. El precio puede variar dependiendo de la versión a utilizar.

Tabla 4.3 Comparación entre conexión la Wifi y Bluetooth.

Características	Wifi	Bluetooth
Velocidad de transferencia	Alta (150 Mbps)	Baja (3 Mbps)
Rango de alcance	Amplio, hasta 100 m con router	Corto(10 – 30 m)
Consumo energético	Alto	Bajo
Estabilidad de conexión	Alta en redes estables	Susceptible a interferencias
Implementación fácil	Necesita de una configuración de red	Comunicación punto a punto más sencilla

Tabla 4.4 Ventajas y desventajas entre la conexión Wifi y Bluetooth.

Conexión inalámbrica	Ventajas	Desventajas
Wifi	Transmisión de datos a mayor velocidad. Conexión con servidores en la nube. Capacidad para el manejo de múltiples dispositivos conectados simultáneamente.	Consumo de energía alto. Requiere de un router o un punto de acceso para una conexión efectiva.
Bluetooth	Consumo de energía bajo. No requiere módulos externos como un router. Mayor seguridad en conexiones locales.	Transmisión de datos a menor velocidad. Alcance limitado. Puede existir interferencias por otros dispositivos bluetooth.

4.2.1 Diagrama de flujo del sistema de medición de fatiga muscular

En el Anexo A. se muestra el diagrama de flujo que describe, de forma ordenada, el funcionamiento lógico de cada etapa del sistema de medición de fatiga muscular. El sistema integra componentes electrónicos y de programación; además de una interfaz gráfica que permite al especialista o usuario realizar mediciones precisas. El diagrama describe el funcionamiento del dispositivo, la conexión inalámbrica mediante bluetooth, la adquisición de datos, almacenamiento, análisis y visualización de los datos generados durante el proceso de medición.

4.2.2 Restricciones de los componentes electrónicos del sistema de medición

En la **Tabla 4.5** se detallan las restricciones con mayor relevancia del sistema de medición, tomando en cuenta los tipos de componentes electrónicos a emplear, el consumo de energía, el tamaño estimado que ocuparán los componentes electrónicos y los aspectos necesarios para que el sistema funcione correctamente. Estas restricciones permiten establecer los límites de diseño, asegurando el correcto funcionamiento de los componentes seleccionados, que estos sean compatibles entre sí, además de ser seguros para el especialista o el usuario.

Tabla 4.5 Restricciones de los componentes electrónicos a emplear en el sistema de medición.

Categoría	Restricción	Detalles
Componentes electrónicos	Deben ser compatibles con el ESP32	Se hará uso de la conexión bluetooth del Esp32.
Fuente de alimentación	Batería recargable	Se estima una batería de 3,7 V – 7,4 V.
Consumo de energía	No debe exceder los límites de la fuente de alimentación	Se calcularán los watts necesarios según los componentes.
Tamaño de la estructura para ubicar los componentes electrónicos	Diseño compacto y sencillo de instalar en la estructura del sistema de medición.	Dimensiones aproximadas 10cm x 8cm x 4cm, ajustable según la estructura.
Comunicación	Inalámbrica	Se hará uso del bluetooth para la comunicación entre el sistema de medición y la Pc.
Precisión de medición	Lecturas estables y sin ruido considerable que afecte los datos.	Se optimizarán los filtros y el procesamiento de señales.
Seguridad y ergonomía	No debe provocar incomodidad, ni afectar la movilidad.	Diseño, compacto, ligero, y de materiales agradables para el paciente o usuario.

4.2.3 Consumo eléctrico de los componentes electrónicos

Para obtener el consumo de energía de los componentes electrónicos, en todos los casos, se hace uso de la ecuación 4.1, que permite obtener la potencia considerando los parámetros correspondientes.

$$P=V \cdot I \quad \text{Ec. 4.1}$$

Donde:

P: Potencia (W)

V: Voltaje (V)

I : Corriente (I)

ESP32: El microcontrolador funciona con un voltaje entre 3,3 – 5V, para este cálculo se utiliza el voltaje de 3,3V, con un consumo de corriente de 240 mA con el uso de Bluetooth. Haciendo uso de la ecuación 4.1, se obtiene una potencia de 0,8W.

Módulo HX711: El módulo funciona con un voltaje entre 2,6 – 5,5V, para este cálculo se utiliza

el voltaje de 3.7 V, y con un consumo de corriente de 1,5 mA. Haciendo uso de la ecuación 4.1, se obtiene una potencia de 0,0075W.

Total; Se considera solo el ESP32 y el módulo HX11, al sumar las dos potencias obtenemos un total de 0,81W. Además, sumamos el consumo de corriente de cada componente y obtenemos un total de 0,2415 A. Con los datos obtenidos se procede a calcular el voltaje y amperaje necesario para construir la fuente de energía. Se supone que el sistema de medición funcione 8 horas continuo. Para obtener el amperaje necesario que debe tener la batería, se hace uso de la ecuación 4.2 y 4.3.

$$\text{Energía requerida} = P_t \cdot H \cdot 1.25 \quad \text{Ec. 4.2}$$

Donde:

P_t = Potencia total.

H = Horas de funcionamiento

1,25 = factor de seguridad

$$\text{Amperaje necesario} = \frac{\text{Energía requerida}}{V} \quad \text{Ecu. 4.3}$$

Para la ecuación 4.3, usaremos un valor de 3,7V, voltaje nominal de las baterías de litio comerciales. Con esto obtenemos, obtenemos un amperaje necesario de 2,189 Ah

Después de haber realizado los cálculos correspondientes se obtuvo que la batería o fuente de alimentación para los elementos electrónicos a usar, debe tener un Amperaje de 2,189 Ah. Para el sistema de medición, se pretende usar 1 batería de litio de 3,7V con un amperaje de 2000 mAh, al usar esta batería se garantiza la alimentación de todos los componentes electrónicos durante las 8 horas de trabajo

4.3 Especificaciones del sistema de medición de fatiga muscular del bíceps.

Una vez determinada la solución propuesta en la sección 4.2, es esencial detallar de forma clara y exhaustiva los componentes electrónicos y los materiales necesarios para la fabricación de la estructura física que comprende a todo el sistema de medición de fatiga muscular.

4.3.1 Sistema electrónico

4.3.1.1 Selección del microcontrolador

Después de analizar a detalle las dos placas de programación, se concluye que la mejor opción es utilizar el ESP32, ya que en esta placa viene integrado el módulo Bluetooth entre otras ventajas que se analizó anteriormente, y no es necesario de un módulo adicional como sería el caso del Arduino Uno , que para realizar la conexión inalámbrica falta acoplar un módulo Bluetooth.

El ESP32 se conecta el sensor de fuerza, recibirá las señales del sensor y las procesa para enviar los datos numéricos a la interfaz gráfica. Además, la interfaz gráfica se conecta al ESP32 mediante Bluetooth para enviar los datos del sensor a la interfaz y mostrarlos en pantalla. En la **Fig. 4.1** se observa de manera física al ESP32.

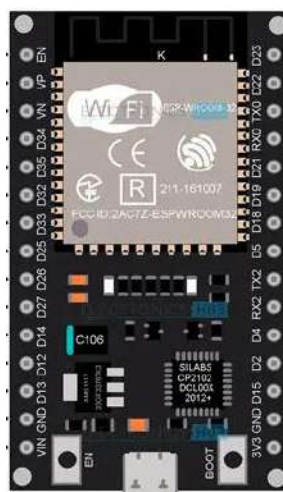


Fig. 4.1 ESP32 [26]

4.3.1.2 Especificaciones del sensor de fuerza y modulo amplificador

Se utiliza una celda de carga resistiva de 500 N (50 kg) quien emite señales de voltaje muy

pequeñas al ejercer fuerza sobre esta, la señal que emite esta celda es demasiada baja por lo que el microcontrolador no la puede procesar directamente, entonces, se hace uso del módulo amplificador HX711. Este módulo amplificador es adaptado para trabajar con este tipo de celdas, lo que le permite amplificar la señal que emite la celda de manera estable y precisa y que el microcontrolador pueda procesar esta señal de manera confiable. En la **Fig. 4.2** se observa el esquema de conexión entre celda de carga resistiva y el módulo amplificador HX711.

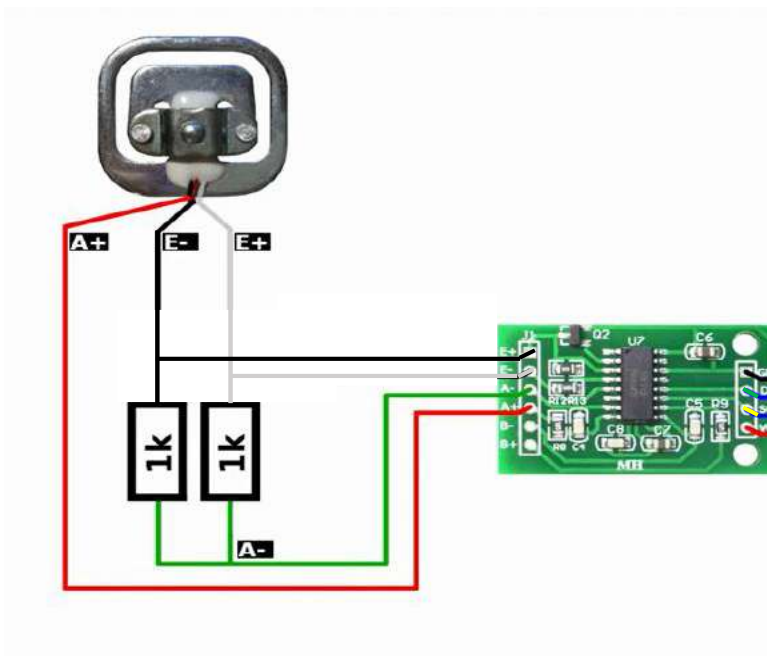
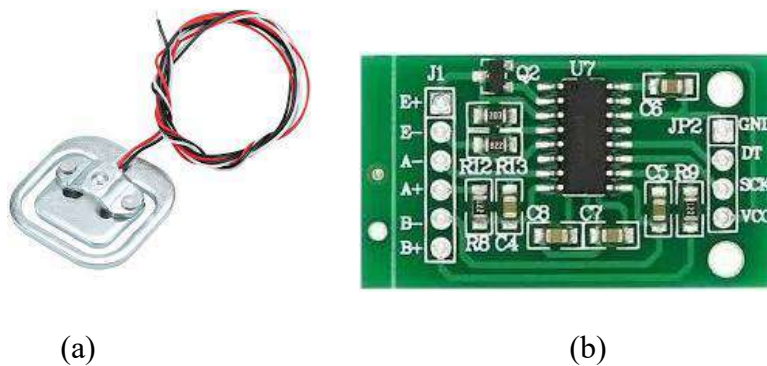


Fig. 4.2 Esquema de conexión. a) Celda de carga resistiva, b) Módulo amplificador. [3]

4.3.1.3 Selección del módulo de carga y descarga para las baterías

Para controlar y proteger la batería se usa el módulo TP4056, que permite cargar la batería de

forma segura, en este módulo viene incorporado una protección contra sobrecargas, cortocircuitos y descargas excesivas. Este módulo, además de prolongar la vida de la batería también garantiza que el sistema de medición funcione sin errores. En la **Fig. 4.3** se observa el módulo de carga TP4056

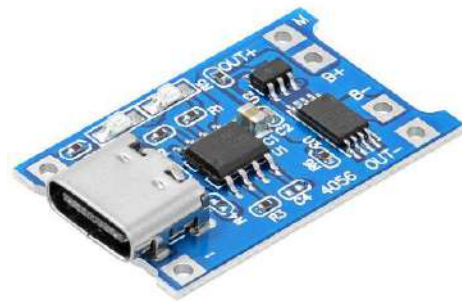


Fig. 4.3 Modulo de carga TP4056 [27]

4.3.1.4 Características del módulo SP-BKBS

Se trata de un dispositivo diseñado para indicar el nivel de carga que posee una batería de litio, mediante leds, que indican de manera visual el estado de energía disponible en la batería. Este módulo trabaja normalmente a una tensión de entrada entre 3 y 4,2 V, rango típico de funcionamiento de una celda 18650. Además, entre sus ventajas destacan su bajo consumo de energía, su fácil instalación y su compatibilidad directa con el módulo de carga TP4056. En la **Fig. 4.4** se aprecia de manera física el módulo SP-BKBS.

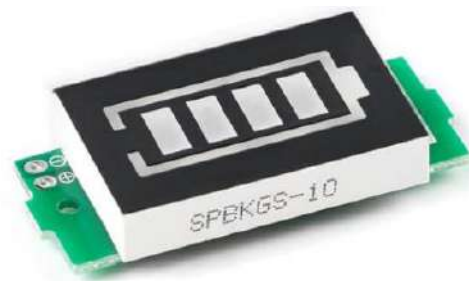


Fig. 4.4 Modulo SP-BKBS [28]

4.3.1.5 Características de las baterías a utilizar en la fuente de alimentación

Para garantizar la autonomía y que el sistema de medición sea portable, se elige dos baterías de

litio (Li-Ion), cada una con un voltaje nominal de 3,7 V y una capacidad de 2000 mAh, lo que garantiza que el sistema trabaje de manera continua durante 8 horas . Estos valores de la batería a usar se deducen de los cálculos realizados anteriormente en la sección 4.2.3. Este tipo de batería es recargable, ligera y no ocupa mucho espacio. Además, proporciona el suficiente voltaje y corriente para alimentar todo el sistema de medición.

4.3.1.6 Conexión de los componentes electrónicos

En la **Fig. 4.5** se muestra la conexión general de todos los componentes electrónicos que conforman el sistema de medición, además en el **Anexo B**, se presenta el plano electrónico del sistema de medición. Estos diseños integran de manera ordenada los módulos de censado, procesamiento de datos, alimentación y carga de la batería, garantizando el correcto funcionamiento del dispositivo. Esta disposición electrónica permite que el sistema de medición sea autónomo, portátil y seguro, optimizando el flujo de energía y la comunicación entre cada uno de los módulos, obteniendo una medición confiable del comportamiento del músculo bíceps durante las pruebas de fatiga.

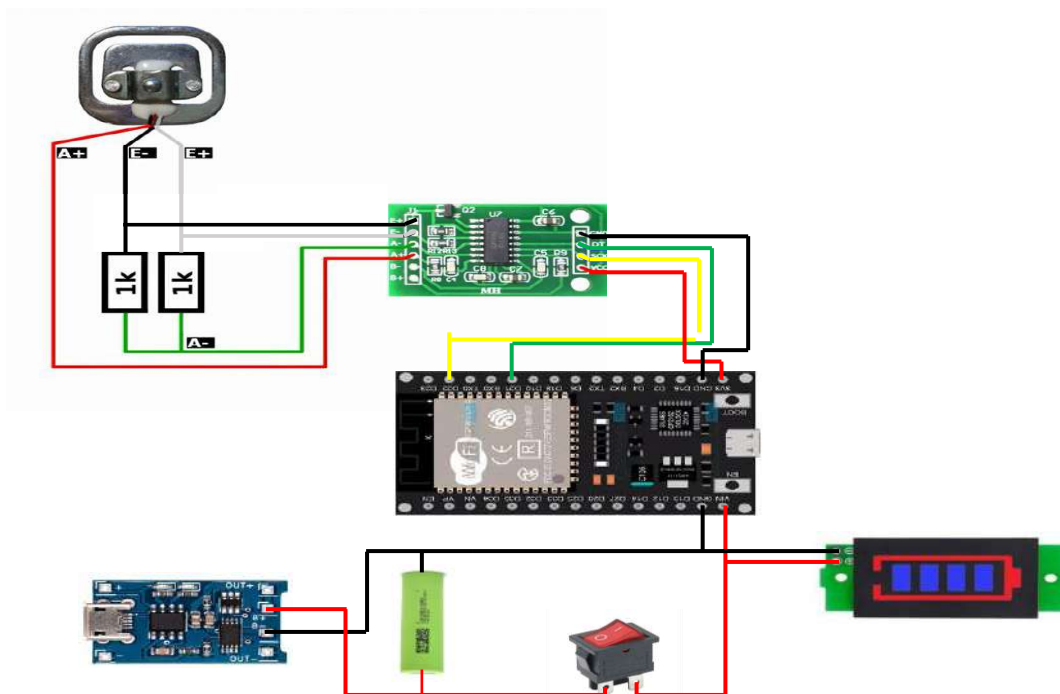


Fig. 4.5 Conexión de los componentes electrónicos

4.3.1.7 Diseño, fabricación y ensamble de la placa PCB

Para integrar todos los componentes de forma ordenada y segura se hace el diseño de una PCB o placa de circuito impreso. Al hacer uso de esta placa se reduce el tamaño del sistema de medición y además se evitan errores de conexión y montaje. Haciendo uso del software PCB Wizard se diseñan las trayectorias o conexiones eléctricas entre cada componente y que cada uno de ellos este colocado de manera lógica. En la **Fig. 4.6** se observa el diseño de la PCB realizado en el software PCB Wizard.

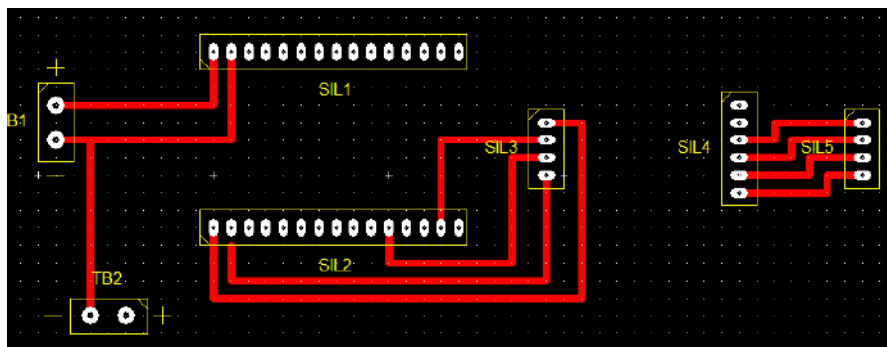


Fig. 4.6 Diseño de la PCB.

Para fabricar la placa se usa el método del planchado que transfiere el diseño en papel fotográfico a la baquelita; luego, mediante un proceso químico, se sumerge en ácido férrico hasta que este desgaste toda la parte de cobre que no está marcada y así obtener finalmente la baquelita con las pistas de cobre necesarias para ubicar los componentes electrónicos. Este proceso se puede observar en la **Fig. 4.7**.



Fig. 4.7 Obtención de la placa PCB

4.3.1.8 Montaje de los componentes electrónicos.

El montaje de los componentes electrónicos del sistema de medición se realiza sobre la placa PCB. Esta placa permite organizar de manera ordenada y segura los diferentes módulos electrónicos que conforman el sistema. Sobre esta placa PCB se dispusieron los principales componentes de medición, como la ESP32, el módulo amplificador HX711, las borneras que permiten la alimentación energética a la PCB y el módulo SP-BKBS, las borneras que permiten la conexión de la batería y el módulo TP4056 y los pines de conexión hacia la celda de carga. En la **Fig. 4.8** se observa la placa PCB con los elementos mencionados.

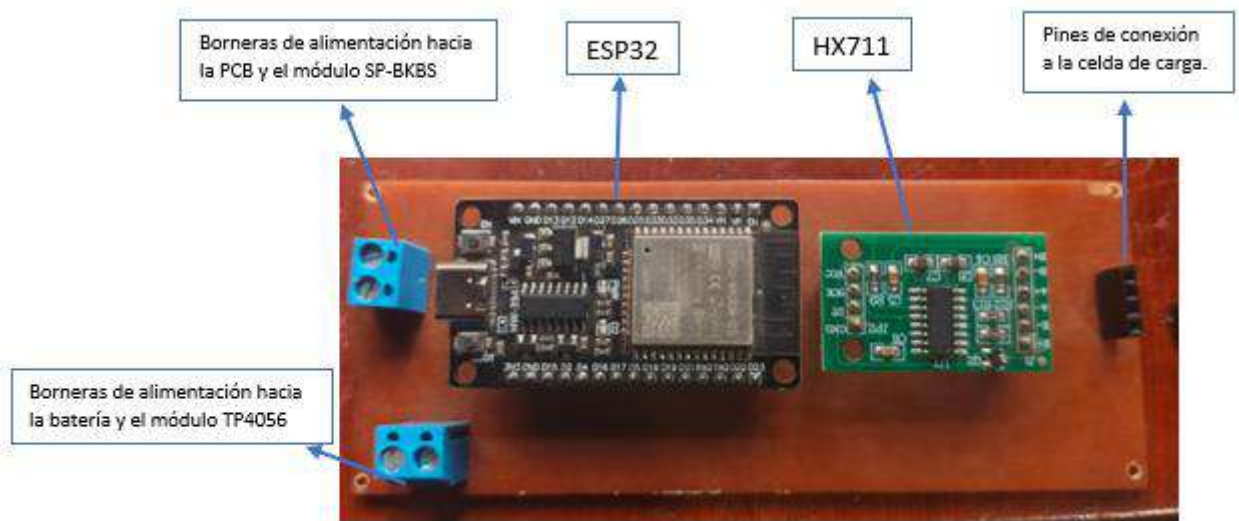


Fig. 4.8 Montaje de la PCB

4.3.2 Sistema de control

El sistema de control es básicamente el núcleo que controla el sistema de medición, ya que se encarga de la adquisición, procesamiento y transmisión de los datos de fuerza en tiempo real.

4.3.2.1 Programación entre el ESP32, el sensor de fuerza y modulo amplificador

La programación del ESP32 se realizó en el entorno de Arduino IDE, donde se implementó un código que:

- Inicializa la comunicación con el módulo HX711.

- Lee y filtra los valores de fuerza en tiempo real.
- Realiza la conversión de unidades a kilogramos-fuerza (kgf) y Newtons (N).
- Envía los datos obtenidos de forma continua a la interfaz gráfica mediante bluetooth.

De esta forma, el ESP32 garantiza una transmisión estable y sin interferencias por cables, lo que mejora la portabilidad del dispositivo. En el **Anexo B**, se puede observar el código de programación del ESP32 en el entorno de Arduino.

4.3.2.2 Diseño y programación de la interfaz gráfica

La interfaz gráfica fue desarrollada en Python, haciendo uso del Framework Flask para el Backend y HTML, CSS y JavaScript para el Frontend. En esta interfaz permite la visualización de los datos de fuerza enviados por el ESP32 en tiempo real, ofreciendo al usuario una herramienta de fácil uso e intuitiva.

Además, la interfaz permite registrar los datos del paciente como nombre, edad, género, etnia, número de repeticiones, duración y tiempo de descanso. También, cuenta con botones para guardar los datos, iniciar y detener la prueba y se utiliza una gráfica dinámica donde se muestran en conjunto las curvas en kilogramo-fuerza y Newtons, que se muestran al finalizar la prueba. En el **Anexo C**, se observa la estructura de la interfaz gráfica.

Igualmente, en la programación se incorporaron sonidos de inicio y fin que guían al especialista y usuario durante cada repetición, así como indicadores visuales de conexión bluetooth y progreso de prueba. Al terminar, se calcula de forma automática el valor máximo de fuerza, el tiempo en que se alcanzó dicho valor y la fuerza promedio máxima.

Una vez finalizada la prueba, todos los datos se guardan automáticamente en un archivo Excel para su posterior análisis con el nombre del paciente. En el **Anexo D**, se observa el código de programación que comprende toda la interfaz gráfica.

4.3.2.3 Conexión inalámbrica entre la interfaz gráfica y el sistema de medición.

Para realizar la comunicación entre el sistema de medición y la interfaz gráfica se utilizó una conexión inalámbrica basada en Bluetooth Low Energy (BLE) por su estabilidad y compatibilidad con el microcontrolador ESP32 y, además, por bajo consumo energético. Lo que contribuye a la eficiencia del sistema, prolongando su autonomía durante un día completo.

El ESP32 funciona como servidor BLE, enviando los datos de fuerza. El software en Python, haciendo uso de la librería Bleak, se desempeña como cliente BLE, estableciendo la conexión, recibiendo y enviando los datos hacia la interfaz web mediante Socket.IO, esto garantiza una visualización fluida y sin retardos.

Esta conexión inalámbrica elimina completamente la necesidad de cables. Facilitando que el dispositivo sea portátil y seguro de usar, donde la movilidad y la ergonomía del paciente son factores importantes. En el **Anexo E**, se observa el diagrama de flujo de toda la programación realizada.

4.3.3 Sistema estructural

El sistema estructural comprende la base física del sistema de medición de fatiga muscular del bíceps. La función principal de este sistema es proporcionar soporte, ergonomía y estabilidad al realizar las pruebas experimentales, garantizando que el paciente o usuario mantenga una postura adecuada durante la flexión y extensión del brazo.

Además, este sistema estructural contribuye a la precisión de la medición, evitando movimientos no deseados que puedan afectar los datos obtenidos. También, su diseño facilita el ensamble, mantenimiento y transporte del sistema de medición, permitiendo que el prototipo sea adaptable tanto para pruebas de laboratorio como en entornos de rehabilitación o entrenamiento físico.

4.3.3.1 Diseño del sistema estructural del sistema de medición

La estructura fue realizada partiendo del concepto de una silla ergonómica, compuesto por una silla de escritorio comercial para proporcionar estabilidad y ergonomía, reduciendo el tiempo y costo de fabricación, además se garantiza la comodidad del usuario durante las pruebas de medición. En la **Fig. 4.9** se observa el diseño de la estructura final del sistema de medición de fatiga muscular del bíceps.

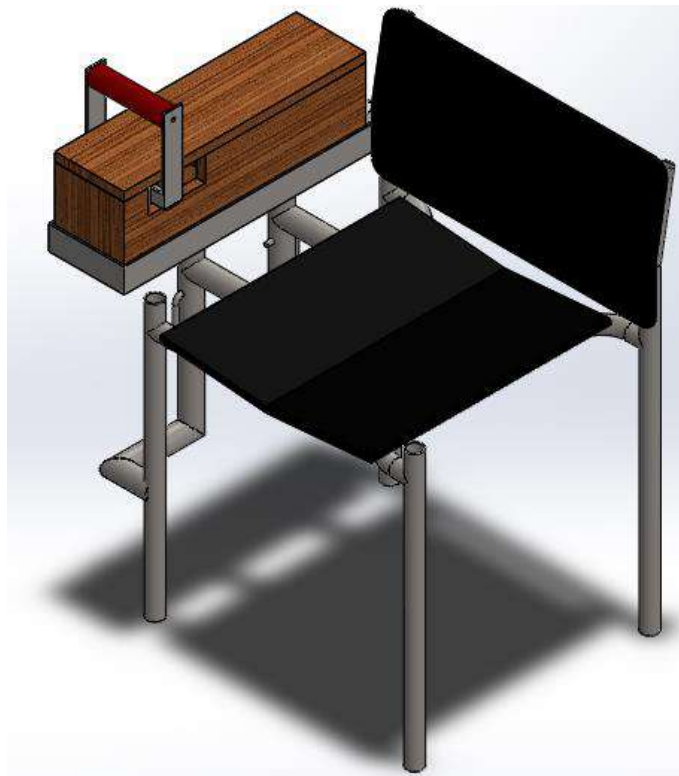


Fig. 4.9 Estructura del sistema de medición.

En la **Fig. 4.10**, se observa el diseño mediante una vista explosionada todos los elementos necesarios que conforman el sistema de medición. A la base de la silla se añadió una estructura metálica auxiliar en la parte derecha del asiento conformada por tubos redondos de 1 ¼ pulgadas x 2mm (ver **Anexo F**) que sirve de soporte para el mecanismo de fuerza. Esta estructura fue diseñada para resistir las cargas generadas durante las flexiones del bíceps, manteniendo la alineación y rigidez del sistema. Además, en la parte superior se integró una estructura rectangular

con dos tubos salientes de 1 pulgada x 2mm (ver **Anexo F**) y perforaciones cada 2 mm para obtener una altura ajustable. En esta estructura rectangular se encuentran los componentes electrónicos, también una manija ajustable que permite al usuario ejercer fuerza de flexión sobre la celda de carga de manera controlada y segura.

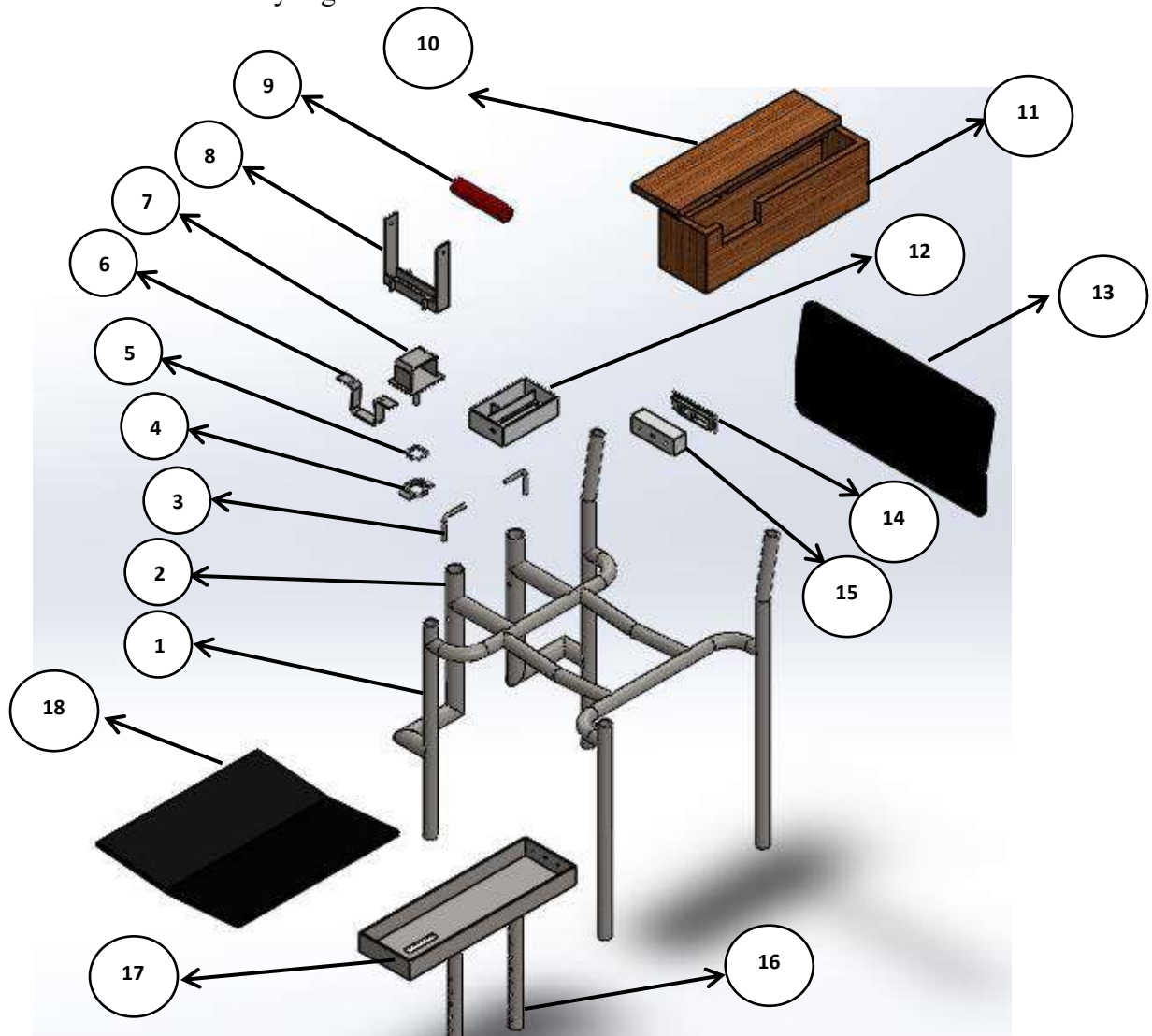


Fig. 4.10 Vista explosionada de la estructura del sistema de medición.

En la **Tabla 4.6** se muestra la cantidad y el tipo de material del que está compuesto cada componente empleado en la fabricación final de la estructura del sistema de medición.

Tabla 4.6 Componentes de la estructura del sistema de medición

No.	Elementos	Cantidad	Material
1	Estructura de la silla	1	Tubo de acero estructural redondo de 1 pulgada x 1mm.
2	Base del soporte del codo	2	Tubo de acero estructural redondo de 1 ¼ pulgadas x 2mm.
3	Pasador	2	Varilla de acero redonda de 8mm de diámetro (Anexo G).
4	PortaCelda de carga	1	PLA+
5	Tapa-PortaCelda	1	PLA+
6	Base-sistema de sujeción	1	ASTM A36 x 3mm (Anexo H).
7	Soporte-celda de carga	1	ASTM A36 x 3mm.
8	Sistema de sujeción	1	ASTM A36 x 3mm
9	Mango de agarre	1	Copal
10	Tapa-Carcasa de soporte	1	Copal
11	Carcasa de soporte	1	Copal
12	Porta circuitos	1	PLA+
13	Espaldar	1	Triplex x 6mm
14	Tapa-Interruptor	1	PLA+
15	Carcasa-Interruptor	1	PLA+
16	Regulador de altura	2	Tubo de acero estructural redondo de 1 pulgada x 2mm.
17	Soporte de la carcasa de madera	1	ASTM A36 x 3mm
18	Asiento	1	Triplex x 6 mm

4.3.3.2 Análisis estático de la estructura del sistema de medición.

Para verificar la resistencia mecánica y el comportamiento estructural del sistema de medición, se realizó un análisis estático mediante el método de elementos finitos a través de SolidWorks. Este análisis permite evaluar si la estructura es capaz de soportar las cargas generadas durante la ejecución de las pruebas sin presentar deformaciones o fallas estructurales.

Para el primer análisis se estudia el ensamble de los elementos 1, 2, 3, 4,5 ,7, 16 y 17 presentes en la **Tabla 4.6**. El ensamble de estos elementos corresponde a la estructura principal del sistema de medición, este ensamble se puede visualizar en la **Fig. 4.11**.

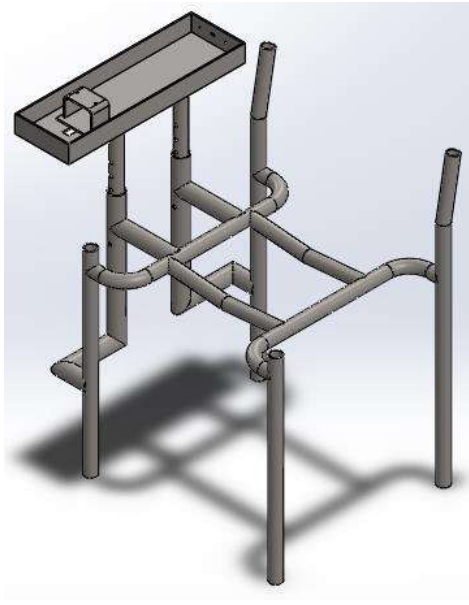
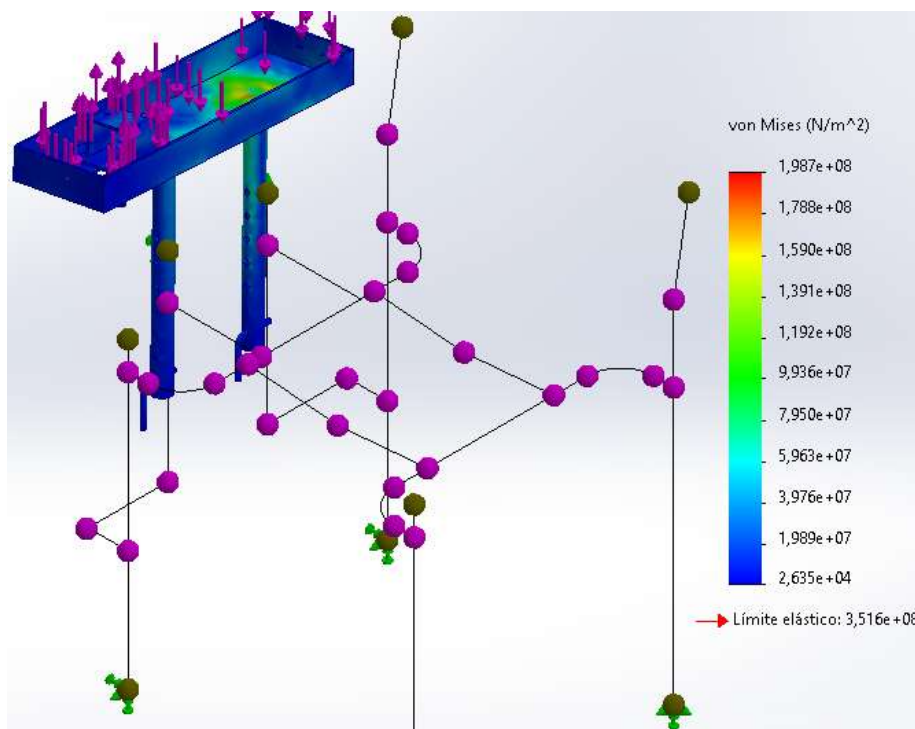


Fig. 4.11 Estructura principal

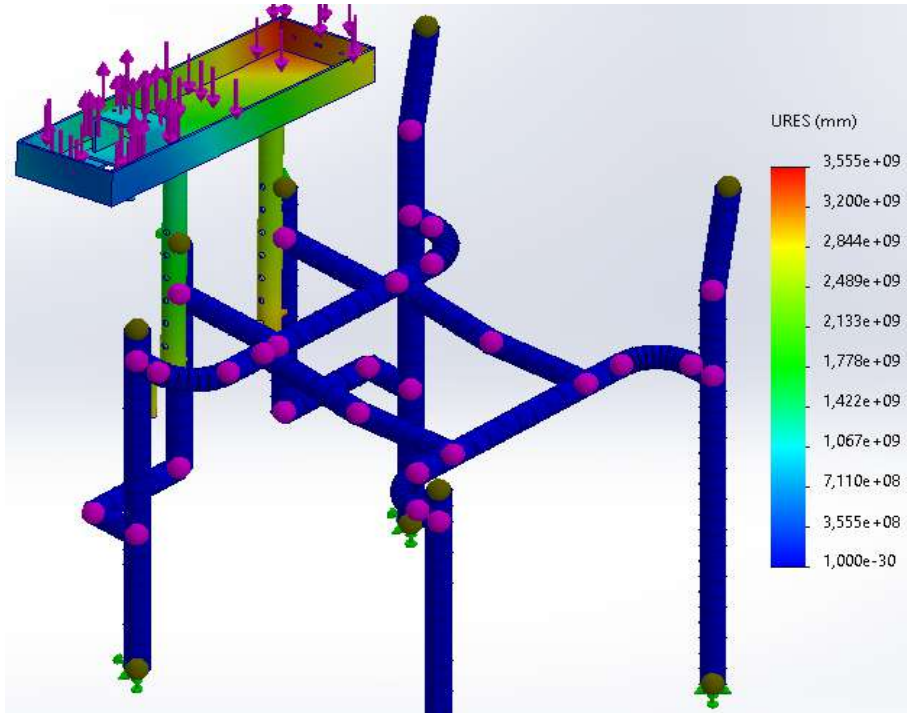
Para realizar el análisis estático, se definieron condiciones de borde que representan el comportamiento real del sistema de medición durante su funcionamiento. La estructura es considerada fija entre el contacto de la estructura de la silla comercial con el suelo, y en los puntos de unión rígida entre los elementos 2 y 16, restringiendo los desplazamientos y rotaciones en dichas zonas. Asimismo, se tomó en cuenta la carga máxima que soporta la celda de carga siendo un máximo de 50 kg, para el análisis se aplicó esta fuerza en Newtons teniendo una fuerza equivalente de 500 N, esta fuerza fue aplicada sobre el elemento 7 verticalmente hacia abajo, en donde estará ubicada la celda de carga. En toda esta estructura se aplicó el material AISI 1020 presente en SolidWorks, este material tiene las mismas propiedades de los materiales ASTM A36 y del acero estructural de los tubos redondos.

Al ejecutar el análisis obtenemos los siguientes resultados visibles en la **Fig. 4.12**. El análisis de tensiones de von Mises determinó que la tensión máxima obtenida es aproximadamente 199 MPa. Este valor se encuentra por debajo del límite elástico del material establecido en 352 MPa, lo que indica que la estructura principal del sistema de medición trabaja dentro del rango elástico.

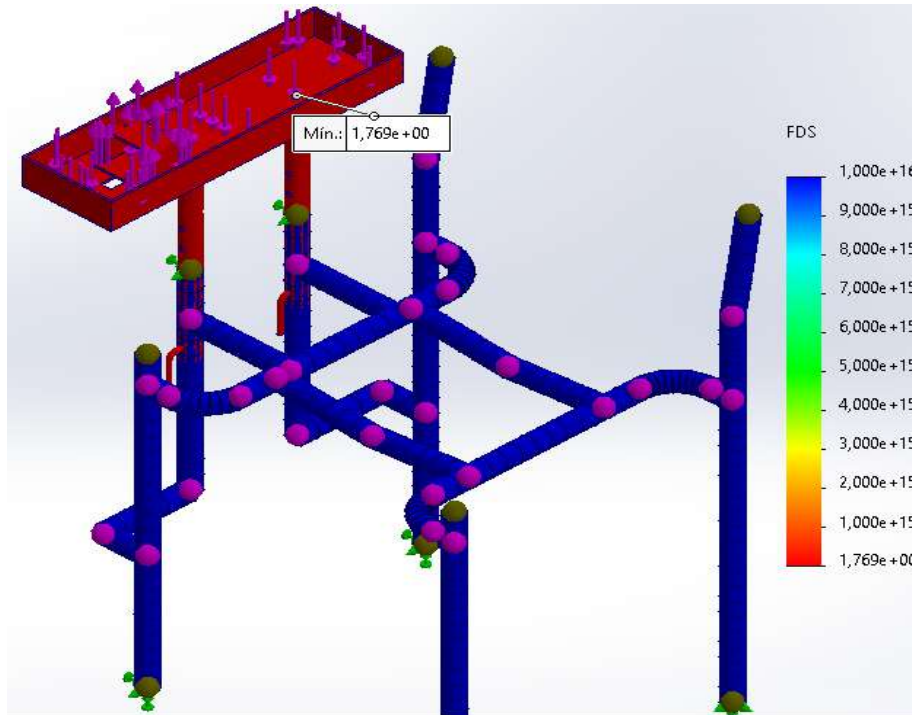
Además, el análisis de desplazamiento mostró que las mayores deformaciones se concentran en la parte superior del sistema, mientras que los puntos de apoyo presentan desplazamientos prácticamente nulos. Asimismo, en el análisis del factor de seguridad se obtuvo un valor de 1,77, superando el valor mínimo recomendado en el diseño de componentes mecánicos sometidos a cargas estáticas, donde se sugiere un factor de seguridad mayor a 1 [29]. Los resultados obtenidos aseguran que la estructura diseñada es mecánicamente segura y estable, garantizando un correcto funcionamiento.



(a)



(b)



(c)

Fig. 4.12 Análisis estático de la estructura principal. (a) Tensión, (b) Desplazamiento, (c) Factor de seguridad.

4.3.3.3 Análisis estático del sistema de sujeción.

Para el segundo análisis estático se realizó el ensamble de los elementos 6 ,7 ,8 y 9 presentes en la **Tabla 4.6**. El ensamble de estos elementos corresponde al sistema de sujeción del sistema de medición, este ensamble se puede visualizar en la **Fig. 4.13**. El sistema de sujeción ofrece una conexión estable entre los componentes, asegurando que la fuerza aplicada se transmita de manera correcta y sin errores de medición. Además, permite un agarre cómodo, seguro y ergonómico facilitando la aplicación de fuerza necesaria. Para este análisis se usó el material AISI 1020.

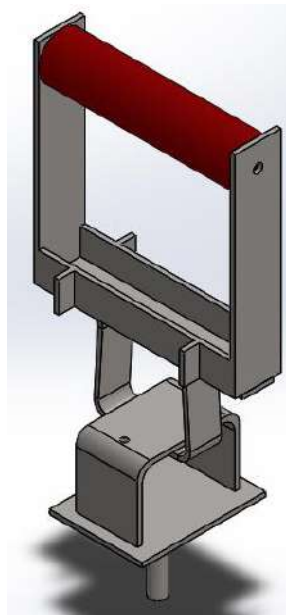
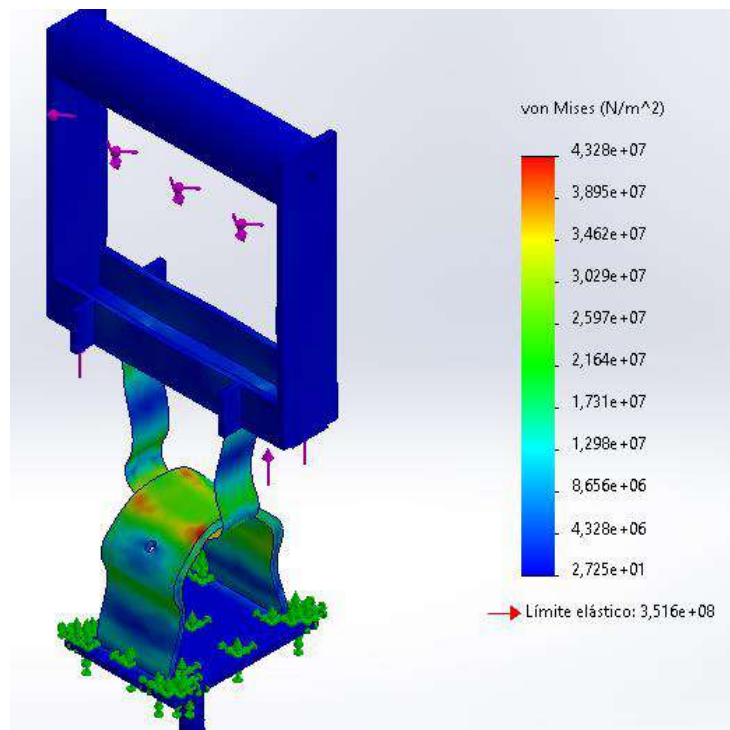


Fig. 4.13 Sistema de sujeción

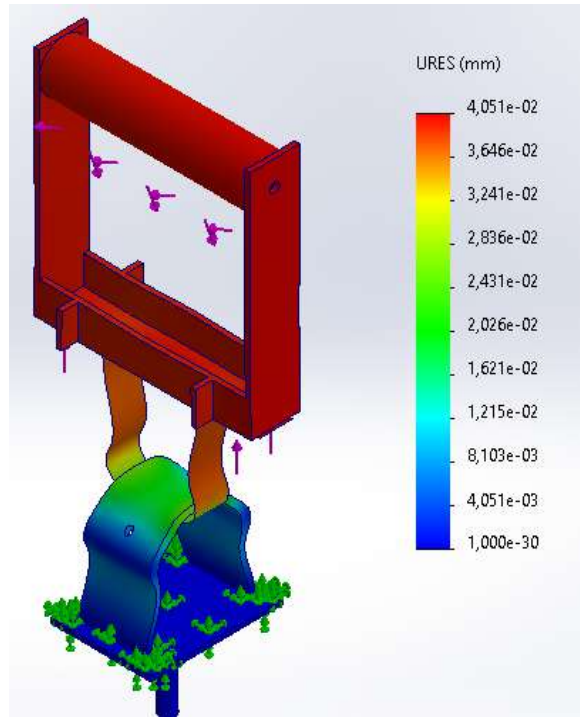
Para este análisis se definieron condiciones de borde para representar el funcionamiento real del dispositivo. La base del sistema de sujeción correspondiente al elemento 7 fue considerada como una unión rígida con la estructura principal, aplicando una restricción fija que impide desplazamientos y rotaciones en cualquier dirección. Asimismo, se aplicó una carga de 500 N verticalmente hacia arriba sobre los elementos 8 y 9, representando la fuerza ejercida por el usuario durante la contracción del músculo bíceps.

En la **Fig. 4.14** se evidencia el análisis estático realizado al sistema de sujeción. El análisis de tensiones de von Mises evidencia que el límite elástico es de 351 MPa se encuentra por debajo del valor máximo de tensión de 43,3 MPa, demostrando que la estructura no presenta riesgo de deformación durante su operación. Además, al realizar el análisis de desplazamiento se observa un valor máximo de desplazamiento de 0,0405 mm. Este resultado indica que la estructura del sistema de sujeción presenta una rigidez adecuada, garantizando estabilidad durante el proceso de medición de la fatiga muscular. Asimismo, el análisis del factor de seguridad mostro un valor aproximado de 8.1, por lo que se concluye que el sistema de sujeción trabaja con un amplio margen de seguridad frente a las cargas aplicadas.

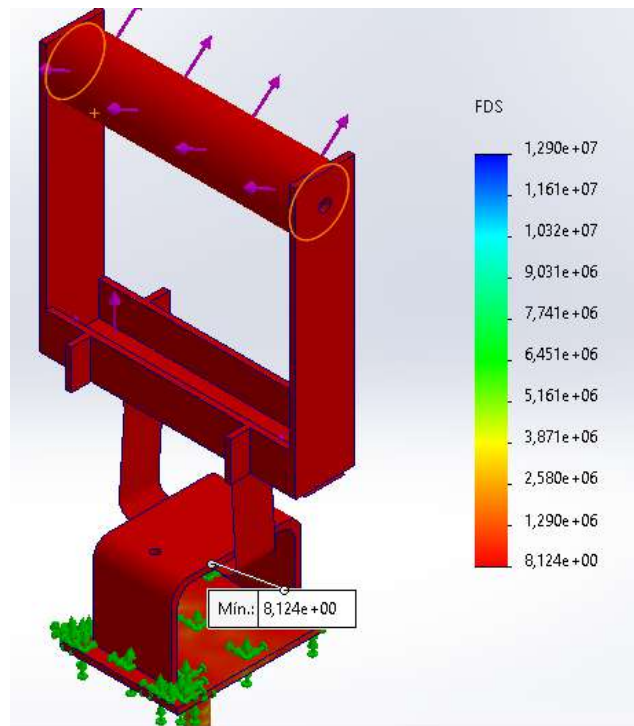
Finalmente, después de realizar el análisis estático a el sistema de sujeción, se concluye que el diseño es estructuralmente seguro, robusto y confiable.



(a)



(b)



(c)

Fig. 4.14 Análisis estático del sistema de sujeción. (a) Tensión, (b) Desplazamiento, (c) Factor de seguridad.

4.3.3.4 Fabricación de la Carcasa de madera.

Para la construcción de la carcasa de madera correspondiente a los elementos 10 y 11 presentes en la **Tabla 4.6** y visibles en el ensamble de la **Fig. 4.15**, además del elemento 9 que se utilizó en el sistema de sujeción se utilizó el tipo de madera copal por su adecuada resistencia mecánica, correspondiente a la clase estructural C18, la cual permite soportar cargas estáticas generadas durante el funcionamiento del dispositivo. El copal es un material rígido y poco deformable, su baja densidad de 380 kg/m^3 contribuye a reducir el peso total del dispositivo, facilitando su manipulación y mejorando la ergonomía. Asimismo, posee un módulo de elasticidad de $9 \times 10^9 \text{ Pa}$, lo que garantiza deformaciones controladas, asegurando la estabilidad estructural del sistema de medición [3]. En la **Tabla 4.7** se puede observar todas las propiedades físicas que posee el copal.

Tabla 4.7 Propiedades físicas de la Madera Copal [3].

Propiedades físicas	Valor
Clase resistente	C18
Densidad (kg/m^3)	380
Módulo de Elasticidad principal $E_{0,\text{principal}}$ (kN/mm^2)	9
Módulo de Rigidez principal $G_{\text{principal}}$ (kN/mm^2)	0,56
Resistencia de flexión $f_{m,k}$ (N/mm^2)	18
Resistencia a tracción 0 $f_{t,0,k}$ (N/mm^2)	11
Resistencia a tracción 90 $f_{t,90,k}$ (N/mm^2)	0,5
Resistencia a compresión 0 $f_{c,0,k}$ (N/mm^2)	18
Resistencia a compresión 90 $f_{c,90,k}$ (N/mm^2)	2,2
Resistencia a cortante $f_{v,k}$ (N/mm^2)	2,0



Fig. 4.15 Carcasa de Madera Copal

4.3.3.5 Diseño y fabricación de componentes mediante impresión 3D.

- **Porta circuitos:** Este elemento correspondiente al número 12 y visible en la **Fig. 4.16**, sirve como protección del cerebro de todo el sistema de medición, en él se encuentra la PCB con todos los módulos electrónicos y también la fuente de alimentación.

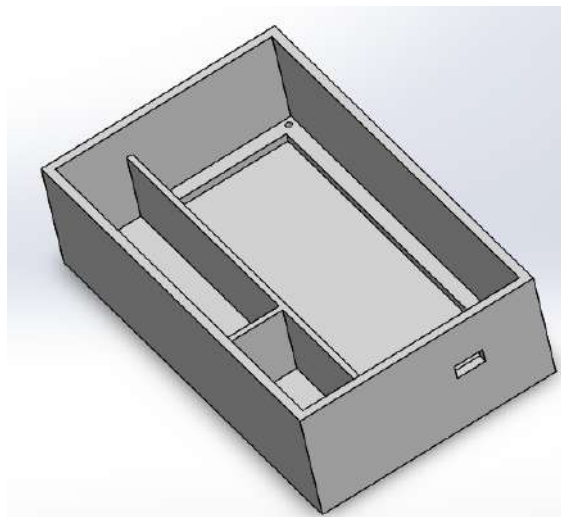


Fig. 4.16 Porta Circuitos

- **Protección de la celda de carga:** En la **Fig. 4.17** se observan los elementos 4 y 5, que acoplados cumplen con la función de protección, soporte y un correcto funcionamiento de la celda de carga.

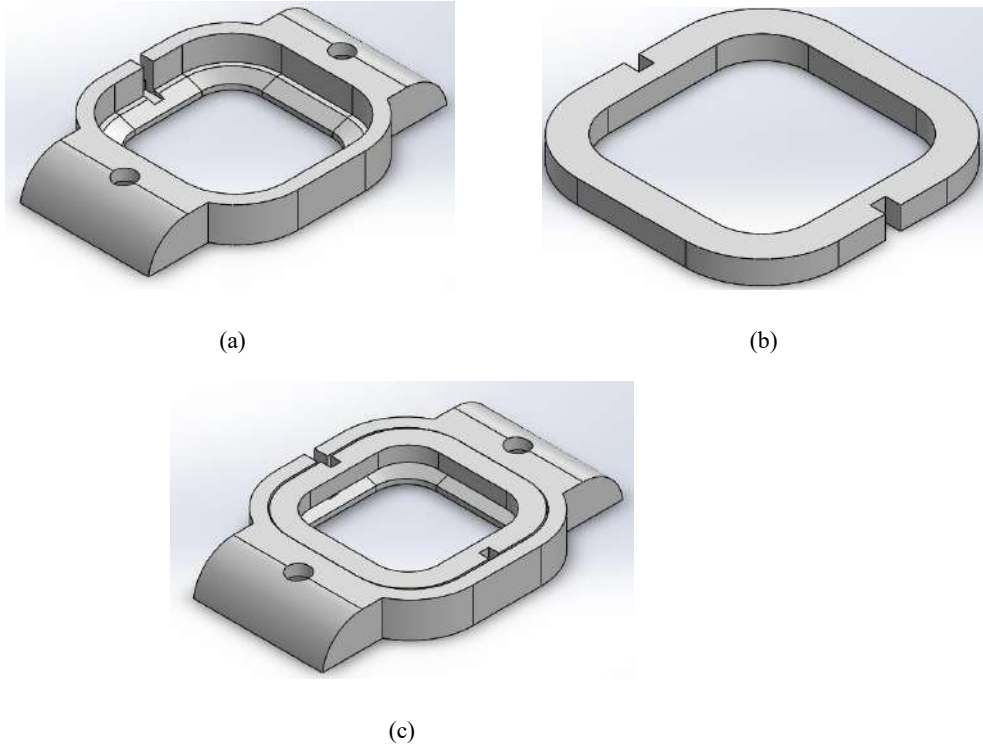
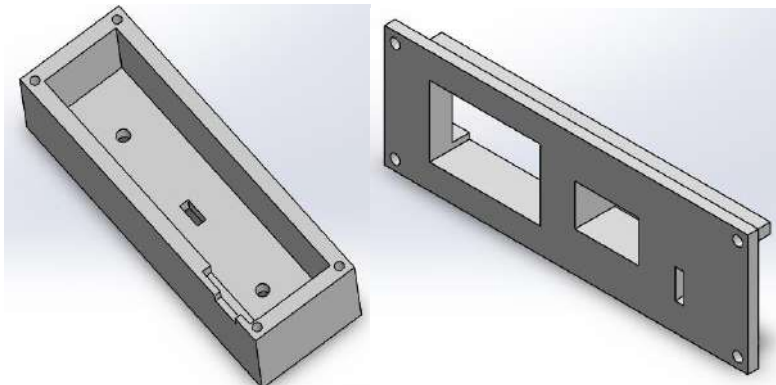


Fig. 4.17 Protección de la celda de carga. (a) PortaCelda, (b) Tapa_Portacelda, (c) Ensamble.

- **Carcasa del interruptor de encendido y apagado:** En este punto se encuentran los elementos 14 y 15, visibles en la **Fig.4.18**, al ser ensamblados sirven como protección del interruptor de encendido y apagado, el módulo indicador de batería y el módulo de carga y descarga de la batería.



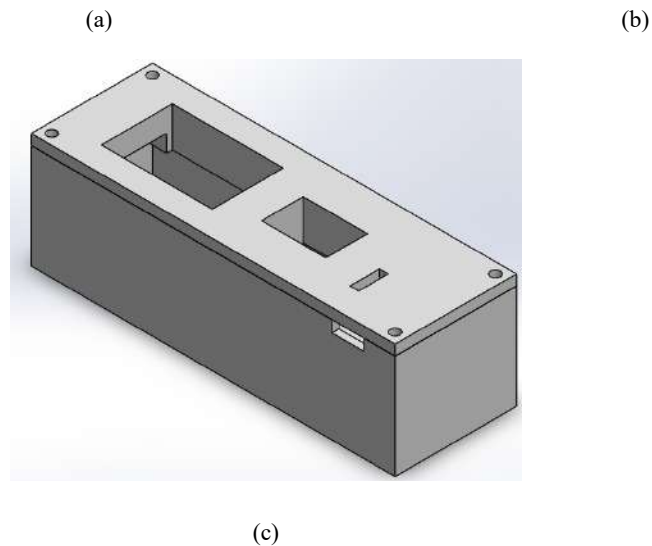


Fig. 4.18 Protección del interruptor. (a) Carcasa_Interruptor, (b) Tapa_Interruptor, (c) Ensamble.

Estos componentes fueron diseñados principalmente con fines de soporte, fijación, protección y organización de los componentes electrónicos. Estos elementos no están sometidos a cargas mecánicas significativas durante el funcionamiento del sistema, por lo que no fue necesario realizar un análisis estático por elementos finitos.

Para la fabricación de estos elementos se usó la impresión 3D y el material PLA+, debido a su facilidad de impresión, buena rigidez y bajo costo. **En la Tabla 4.8** se observa las propiedades del material PLA+.

Tabla 4.8 Propiedades del material PLA+ [30].

Características	Denominación
Fabricante	SUNLU
Peso	1 kg
Tipo de material	Ácido poliláctico
Color	Negro
Resistencia a la tracción	60 MPa
Resistencia a la flexión	61 MPa
Densidad	83 MPa
Temperatura de fusión	164 °C

El uso de la impresión 3D con PLA+ permitió una fabricación rápida y precisa, además de facilitar

modificaciones en el diseño de ser necesario, contribuyendo a un desarrollo más eficiente en menor tiempo.

4.4 Construcción del sistema de medición de fatiga muscular.

Una vez finalizadas las etapas de diseño, electrónico, control y mecánico, se procedió a la construcción del sistema de medición de fatiga muscular del bíceps, considerando los criterios de funcionalidad, seguridad, estabilidad estructural y portabilidad definidos anteriormente en las especificaciones del sistema.

La estructura del sistema fue ensamblada a partir de una silla de escritorio comercial, la cual fue adaptada para incorporar la estructura mecánica y los componentes electrónicos previamente seleccionados.

Asimismo, se realizó la instalación de la celda de carga y el sistema de sujeción, el cual garantiza una correcta transmisión de la fuerza ejercida por el usuario hacia el sistema de medición.

Además, los componentes electrónicos fueron montados de manera ordenada y segura sobre las piezas realizadas mediante impresión 3D, para protegerlos de daños mecánicos y facilitar su manipulación. La correcta distribución de los elementos facilita el acceso para realizar el respectivo mantenimiento o ajustes.

Finalmente, el sistema construido permitió una correcta integración entre la parte mecánica y electrónica, obteniendo un sistema de medición ergonómico, portable, funcional y estable. En la **Fig. 4.19**, se puede observar el sistema de medición de fatiga muscular completamente construido y funcional.



(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 4.19 Sistema de medición. (a) Vista frontal, (b) Vista posterior, (c) Vista lateral izquierdo, (d) Vista interior.

4.5 Pruebas y resultados

Una vez terminada la etapa de construcción, se procedió a realizar las respectivas pruebas de funcionamiento, con el objetivo de verificar que los módulos electrónicos, mecanismo y además la interfaz gráfica funcionen de una manera correcta para obtener datos confiables durante el proceso de medición.

Las pruebas se realizaron directamente en un paciente sano, bajo condiciones controladas, asegurando una postura adecuada y un uso correcto del sistema de sujeción (ver **Fig. 4.20**). Durante esta prueba se evaluó el funcionamiento de la celda de carga, la estabilidad de las lecturas adquiridas por el módulo amplificador y la correcta recepción de los datos en la interfaz gráfica.



Fig. 4.20 Pruebas de funcionamiento.

En la **Fig. 4.21**, se puede observar que la comunicación inalámbrica mediante Bluetooth entre la ESP32 y la interfaz gráfica se mantuvo estable durante toda la prueba, sin pérdidas de datos ni interrupciones, además se observa que los datos del paciente, el número de flexiones, el tiempo de

duración de cada flexión y el tiempo de descanso entre cada una de las repeticiones utilizados para realizar esta prueba fueron guardados correctamente.

Sistema de Medición de Fatiga Muscular. Caso Bíceps

● Conectado a ESP32_Fuerza

Datos del Usuario

Nombre: Sebastian Pambaquishpe

Edad: 25

Género: Masculino

Etnia: Mestizo

Número de flexiones: 4

Duración (s): 5

Descanso (s): 10

Guardar Datos

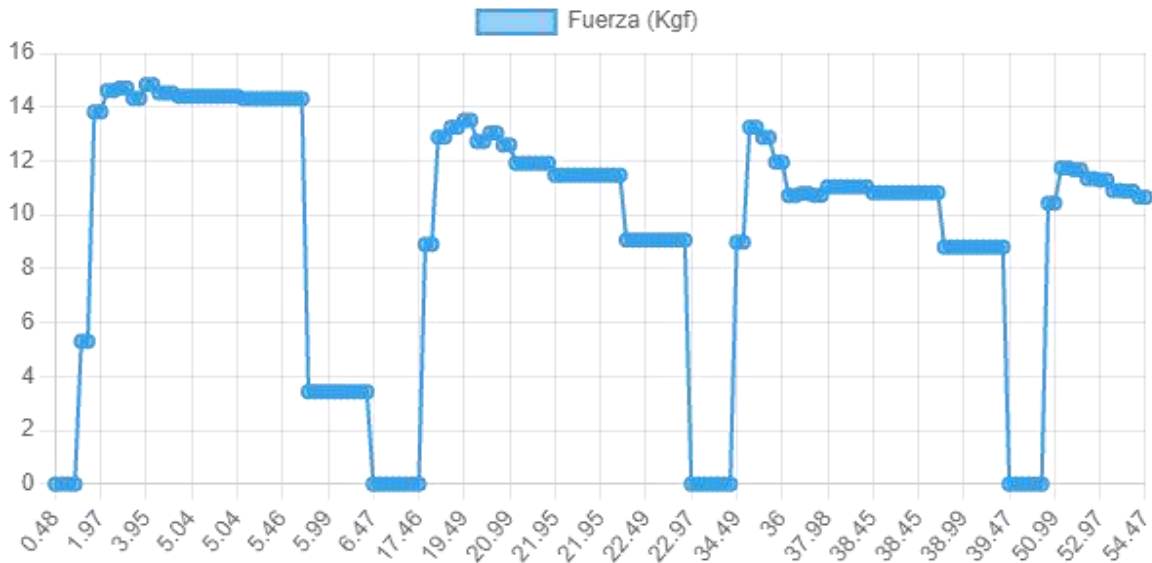
✓ Datos guardados con éxito

Fig. 4.21 Datos del paciente.

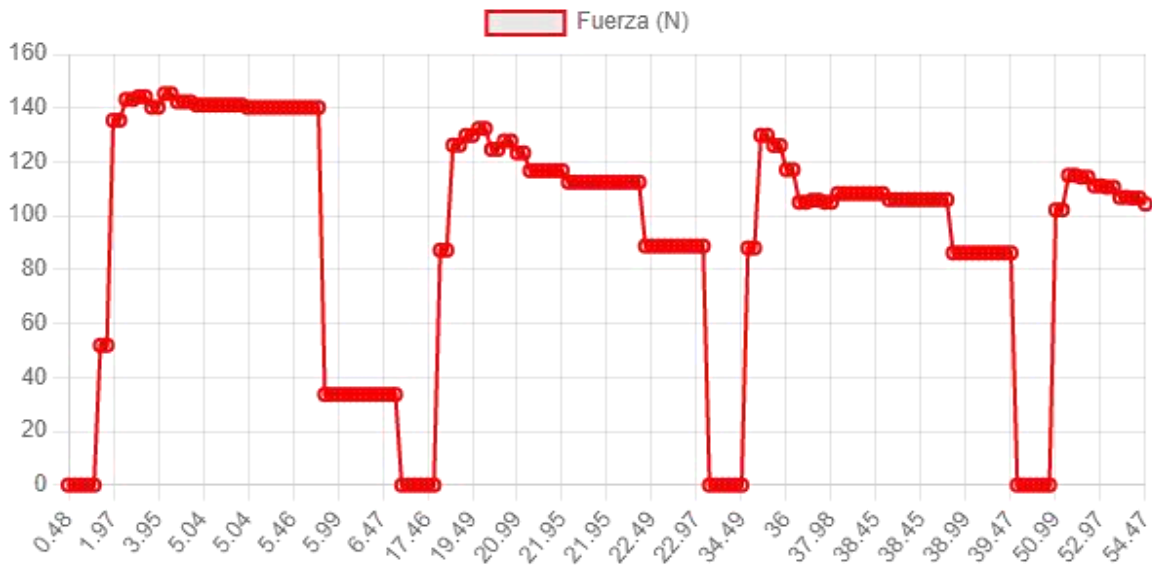
Durante la prueba de funcionamiento, el sistema permitió registrar de manera continua la fuerza ejercida por el usuario durante los movimientos de flexión del bíceps, evidenciando una disminución progresiva de la fuerza a medida que avanza la prueba, lo cual es correcto con la base teórica de la fatiga muscular (ver Fig. 4.22).



(a)



(b)



(c)

Fig. 4.22 Resultados de la prueba. (a) Control de prueba, (b) Fuerza en kg, (c) Fuerza en N.

El sistema de medición demostró que es capaz de adquirir, procesar y visualizar los datos de fuerza de forma continua, permitiendo analizar el comportamiento del bíceps durante las fases de esfuerzo y recuperación.

Los resultados de la prueba son coherentes con los principios fisiológicos de la fatiga muscular, confirmando que el sistema cumple con los objetivos planteados.

Finalmente, se presenta el sistema de medición como una herramienta funcional y viable para el análisis de fatiga muscular, con aplicación en ámbitos laborales, de rehabilitación y deportivos.

Además, en la **En la Tabla 4.9** se observa un manual de usuario con pasos a seguir para usar de una manera correcta el sistema de medición y obtener datos coherentes.

Tabla 4.9 Manual de usuario.

Paso	Actividad	Descripción	Observaciones
1	Encendido del sistema	Activar el interruptor para energizar el sistema de medición.	El sistema de medición puede operar de manera eficiente durante las 8 horas laborables si su batería se encuentra al 100% de su capacidad. Verificar que el indicador de batería muestre un nivel mayor a una línea para un correcto funcionamiento del sistema, caso contrario, detener la prueba y cargar la batería del sistema de medición. El sistema puede funcionar mientras se esté cargando, pero no es recomendable ya que puede reducir la vida útil de la batería.
2	Abrir la interfaz gráfica	Ejecutar el archivo “Sistema de Medicion.exe”	Antes de ejecutar el archivo indicado se debe encender el bluetooth, y posteriormente ejecutar la aplicación, después de 6 segundos se debe abrir automáticamente una ventana de navegación con la interfaz gráfica del sistema en su navegador predeterminado.
3	Conexión inalámbrica	Confirmar la conexión bluetooth en la parte superior de la interfaz gráfica.	El sistema de medición y el dispositivo en el que se esté ejecutando la interfaz gráfica deben estar dentro de los 9,5 m de distancia en línea directa o dentro de los 8,5m de distancia si existen

			parades, puertas o algún obstáculo para que la conexión sea estable durante las pruebas de medición.
4	Datos del paciente	Llenar los campos con todos los datos necesarios del paciente, además, los datos de la prueba.	Todos los datos del paciente y de la prueba deben ser llenados y guardados obligatoriamente para que se habilite el botón “Iniciar prueba”.
5	Posicionamiento del usuario/paciente	Sentar al usuario/paciente en la silla y colocar correctamente el brazo en el en sistema de sujeción.	Mantener una posición cómoda, con la espalda recta y formar un ángulo de 90° en el codo. De ser necesario, ajustar la altura del sistema de medición y la distancia del sistema de sujeción de acuerdo con el usuario/paciente.
6	Inicio de prueba	Presionar el botón de inicio de prueba.	Al escuchar un bip, el paciente debe realizar la flexión del bíceps hasta se cumpla el tiempo de prueba establecido y cuando escuche dos bips, debe dejar de ejercer fuerza ya que será el inicio del tiempo de descanso. Repetir este movimiento hasta cumplir con el número de repeticiones establecido.
7	Finalización de la prueba	Observar las gráficas y valores de fuerza registrados en la interfaz gráfica.	Al terminar la prueba, se crean las gráficas de fuerza en kg y N en la parte inferior de la interfaz gráfica. Además, se crea un archivo Excel con el nombre del usuario/paciente con todos los datos de la prueba para su posterior análisis.
8	Apagado del sistema	Apagar el sistema una vez finalizado el uso.	Si no se pretende realizar más pruebas, se recomienda presionar el botón “Salir del sistema” y apagar el sistema de medición para conservar la batería.

CONCLUSIONES

Se logró implementar un sistema funcional para la medición de fatiga muscular del bíceps. El sistema integra componentes electrónicos, mecánicos y de programación en una solución compacta y portátil que permite registrar, procesar y visualizar en tiempo real la fuerza ejercida por el bíceps, identificando el momento de fatiga y estimando el tiempo de recuperación.

Se logró analizar de manera integral los aspectos anatómicos, fisiológicos y biomecánicos del bíceps, así como los principales factores que influyen en su fatiga y recuperación. Lo que permitió definir una metodología adecuada para medir la fatiga muscular de forma efectiva.

Se diseñaron con éxito los módulos electrónicos, mecánicos y la interfaz gráfica del sistema, integrando todos los elementos necesarios para registrar, procesar y visualizar los datos de fatiga muscular. El diseño respondió a criterios de funcionalidad, portabilidad, eficiencia energética y facilidad de uso.

Se llevaron a cabo pruebas de funcionamiento en pacientes sanos, mediante protocolos controlados de flexión del bíceps. Las pruebas permitieron validar el sistema, evidenciando su capacidad para detectar la fatiga muscular, estimar el tiempo de recuperación y mostrar los datos en tiempo real. Los resultados confirmaron la funcionalidad del prototipo y su utilidad en contextos deportivos, laborales y de salud.

RECOMENDACIONES

Para ampliar el estudio a otros grupos musculares, se recomienda adaptar el sistema estructural y el mecanismo de sujeción para permitir la medición de la fatiga muscular en otros grupos musculares, como el tríceps o cuádriceps, lo que ampliaría el alcance y aplicación del dispositivo.

Asimismo, se sugiere incluir sensores EMG (Electromiografía), con el fin de complementar la medición de fuerza con señales eléctricas del musculo. Esto aumentaría la capacidad de identificar con más precisión el inicio de la fatiga muscular. Además, para llevar acabo un seguimiento más controlado del progreso del paciente en ámbitos de entrenamiento o rehabilitación se sugiere guardar los datos de las pruebas en la nube.

Por último, el sistema de medición está diseñado para operar durante una jornada laboral de hasta 8 horas. Para futuras aplicaciones en pruebas de campo, se sugiere aumentar la autonomía de la batería, de modo que el sistema pueda funcionar por periodos de tiempo más prolongados sin depender de una fuente de energía externa para su carga.

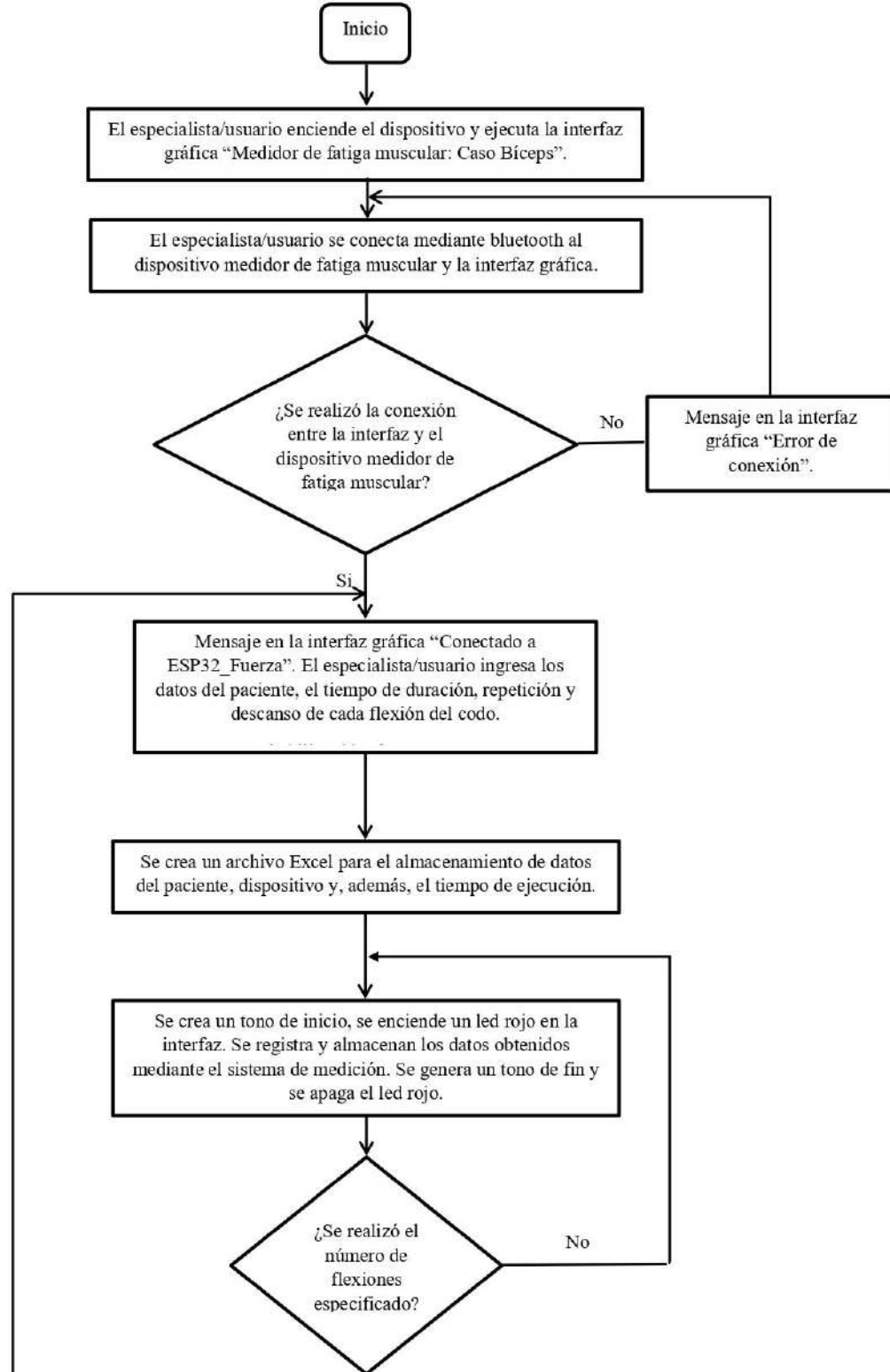
REFERENCIAS

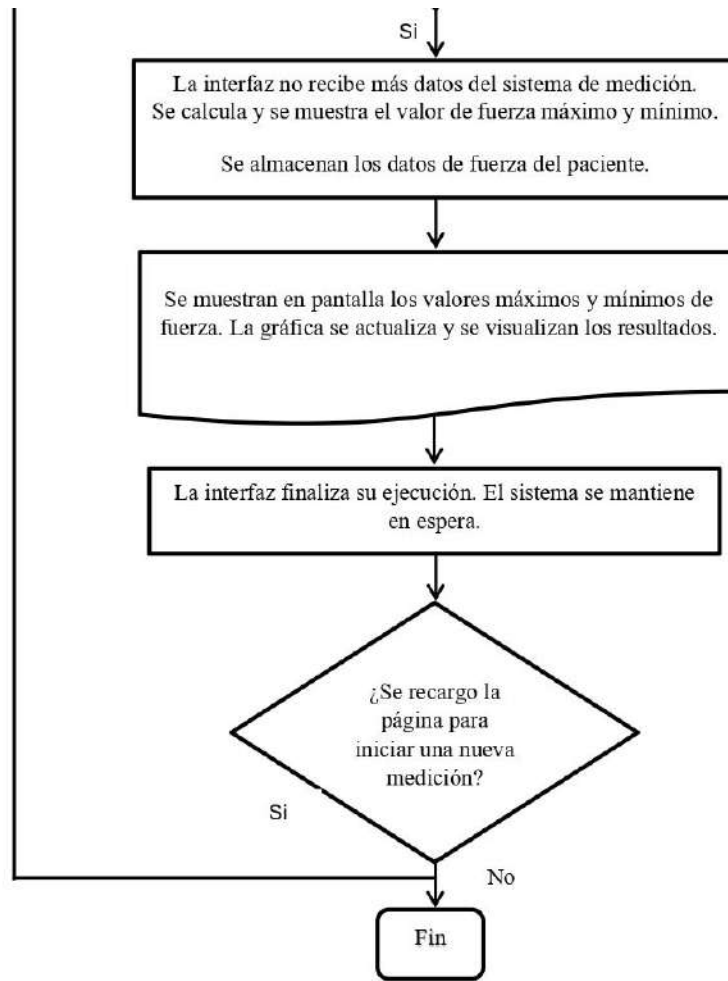
- [1] A. S. Alraddadi, “The morphometric parameters of the biceps brachii: cadaveric study,” *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 46, no. 4, pp. 463–472, Apr. 2024, doi: 10.1007/s00276-024-03328-7.
- [2] S. Acosta Jiménez, A. C. González Rodríguez, A. I. Anchondo Ortiz, and C. E. Cañedo Figueroa, “Diseño y Construcción de un Prototipo de Terapia Alternativa en la Recuperación del Bíceps Braquial por Actividad Deportiva Utilizando un EMG y la EEM,” in *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, Oct. 2018, pp. 354–357. doi: 10.24254/CNIB.18.72.
- [3] A. De Uso and Y. Publicación, “UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE BIBLIOTECA UNIVERSITARIA.”
- [4] G. Poveda, M. Trujillo, and A. Rosales, “Rehabilitación Muscular Asistida Assisted Muscular Rehabilitation,” *AMERICAN JOURNAL OF COMPUTING-LAJC*, no. 2, 2018.
- [5] S. H. Liu, C. B. Lin, Y. Chen, W. Chen, T. S. Huang, and C. Y. Hsu, “An EMG patch for the real-time monitoring of muscle-fatigue conditions during exercise,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 14, Jul. 2019, doi: 10.3390/s19143108.
- [6] A. Cristina Romero Mirete Tutor and es Andrés Úbeda Castellanos, “Análisis de fatiga muscular usando HD-EMG y herramientas de Aprendizaje Automático.”
- [7] A. Alfonso and V. Bonilla, “Tesis Doctoral Medición de la Saturación de Oxígeno Muscular y su Implicación en la Fatiga, Rendimiento y la Salud.”
- [8] P. Especial De Titulación, I. Electrónico, A. Pacheco, and V. Lima -Perú, “Facultad de Ingeniería Ingeniería Electrónica Para optar el Tituló Profesional de.”
- [9] T. Jareth Pérez Martínez *et al.*, “DETERMINACIÓN DE LA FATIGA MUSCULAR CENTRAL MEDIANTE EEG DETERMINATION OF CENTRALMUSCLE FATIGUE BY EEG.” [Online]. Available: <https://pistaseducativas.celaya.tecnm.mx>
- [10] S. Fuentes Del Toro *et al.*, “Desarrollo de un sistema de medición sEMG low-cost Development of a low-cost sEMG system.”
- [11] M. A. Schueda, L. M. Müller Junior, M. E. Bento, B. H. De Oliveira, and G. P. Biazotto, “Bíceps braquial ou multíceps braquial? Revisão bibliográfica,” *Brazilian Journal of Health Review*, vol. 6, no. 6, pp. 27842–27850, Nov. 2023, doi: 10.34119/bjhrv6n6-103.
- [12] “2018-T-lf-006_rodas_ramirez_steynne_alexandra”.
- [13] “TFG_MARTA_IBANEZ_MARIN”.
- [14] A. Wilson, A. M. Machaca, T. Andrés, Ú. Castellanos, C. Alberto, and J. Bravo, “Evaluación de fatiga muscular mediante EMG durante actividades de miembro superior asistidas por un robot de efector final.”

- [15] N. H. Nájera, N. Cervantes Hernández, C. Esther, and C. Legleu, “Comparación de pruebas para medir la fatiga muscular en el entrenamiento de atletas hombres de CrossFit: una revisión sistemática Comparison of tests to measure muscle fatigue in training of male CrossFit athlete: a systematic review.” [Online]. Available: <https://recyt.fecyt.es/index.php/retos/index>
- [16] A. Jesús, S.-O. Área De Motricidad, F. Mata-Ordoñez, M. Grimaldi-Puyana, and A. Jesús Sánchez-Oliver, “Reposición del Glucógeno Muscular en la Recuperación del Deportista Replenishment of muscle glycogen in the recovery of the athlete,” 2019. [Online]. Available: <http://revistas.um.es/sportk>
- [17] R. Rodríguez-Gómez, “Internet of things, public health, and pandemics,” *Salud Uninorte*, vol. 38, no. 1, pp. 240–253, Jan. 2022, doi: 10.14482/sun.38.1.614.4.
- [18] “Jaque Puca Darwin Gustavo ”.
- [19] A. Mantilla and J. Iván, “USES OF ACCELEROMETERS IN PHYSIOTHERAPY: A REVIEW OF THE LITERATURE.”
- [20] S. M. Mahdi, M. A. M. Al-Obaidi, and R. H. Mahdi, “Comparative study of Arduino Types and Raspberry Pi with Programming Languages,” *Journal La Multiapp*, vol. 3, no. 5, pp. 250–255, Jan. 2023, doi: 10.37899/journallamultiapp.v3i5.740.
- [21] “Tipos de Arduinos.”
- [22] D. U. Siglo En Curso, *Colección: Coediciones Actualidad y Perspectivas para un desarrollo sustentable TECNOLOGÍA E INNOVACIÓN FRENTE A LOS DESAFÍOS*. [Online]. Available: <https://www.uniagustiniana.edu.co/>
- [23] E. M. Rojas, “Machine Learning: análisis de lenguajes de programación y herramientas para desarrollo.”
- [24] N. Teodoro and E. Nieto, “TIPOS DE INVESTIGACIÓN.”
- [25] “TIPOS DE INVESTIGACION Por Tevni Grajales G.”
- [26] “ESP32 NODE MCU.” [Online]. Available: www.microelectronicash.com
- [27] “TP4056-Tipo C Inicio rápido TP4056-Tipo C.”
- [28] “How to use.”
- [29] R. G. Budynas and J. Keith Nisbett, “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, 9na Edición.”
- [30] E. Fernando, T. Serrano, M. Daniela, and A. Z. Pinto, “UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.”

ANEXOS

A. Anexo A: Diagrama de flujo del funcionamiento general del sistema de medición.





B. Anexo B: Código de programación del ESP32 en el entorno de Arduino

```
#include <BLEDevice.h>
#include <BLEUtils.h>
#include <BLEServer.h>
#include <BLE2902.h>
#include "HX711.h"
// Pines del HX711
#define DT 21
#define SCK 22
HX711 MFuerza;
float calibration_factor = 48100; // Ajustar manualmente durante la calibración
float valorKgf, valorNewton;

// BLE UUIDs (tipo UART)
#define SERVICE_UUID "6E400001-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"
#define CHAR_KGF_UUID "6E400002-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"
#define CHAR_N_UUID "6E400003-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"

BLEServer *pServer;
BLECharacteristic *charKgf;
BLECharacteristic *charN;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  Serial.println("HX711 calibration via BLE");
  Serial.println("Remove all weight from scale");
  Serial.println("After readings begin, place known weight on scale");
  Serial.println("Press + or a to increase calibration factor");
  Serial.println("Press - or z to decrease calibration factor");

  // Inicializar BLE
  BLEDevice::init("ESP32_Fuerza");
  pServer = BLEDevice::createServer();
  BLEService *pService = pServer->createService(SERVICE_UUID);

  charKgf = pService->createCharacteristic(
    CHAR_KGF_UUID,
    BLECharacteristic::PROPERTY_NOTIFY);
  charKgf->addDescriptor(new BLE2902());

  charN = pService->createCharacteristic(
    CHAR_N_UUID,
    BLECharacteristic::PROPERTY_NOTIFY);
  charN->addDescriptor(new BLE2902());

  pService->start();
  BLEAdvertising *pAdvertising = BLEDevice::getAdvertising();
  pAdvertising->addServiceUUID(SERVICE_UUID);
  BLEDevice::startAdvertising();
}
```

```

// Iniciar sensor
MFuerza.begin(DT, SCK);
MFuerza.set_scale();
MFuerza.tare();
Serial.println("✅ ESP32_Fuerza BLE iniciado correctamente.");
}
void loop() {
  MFuerza.set_scale(calibration_factor);

  // Invertimos el signo si al presionar baja el valor
  valorKgf = MFuerza.get_units();
  if (valorKgf < 0) valorKgf = 0;

  valorNewton = valorKgf * 9.8;

  // Mostrar en Serial
  Serial.printf("Kgf: %.2f | N: %.2f | Cal: %.2f\n", valorKgf, valorNewton, calibration_factor);

  // Enviar por BLE
  char bufferKgf[8], bufferN[8];
  dtostrf(valorKgf, 4, 2, bufferKgf);
  dtostrf(valorNewton, 4, 2, bufferN);

  charKgf->setValue((uint8_t*)bufferKgf, strlen(bufferKgf));
  charKgf->notify();

  charN->setValue((uint8_t*)bufferN, strlen(bufferN));
  charN->notify();
  // Ajuste del factor de calibración desde el Serial
  if (Serial.available()) {
    char temp = Serial.read();
    if (temp == '+' || temp == 'a') calibration_factor += 10;
    else if (temp == '-' || temp == 'z') calibration_factor -= 10;
  }
  delay(500);
}

```

C. Anexo C. Interfaz Gráfica

Sistema de Medición de Fatiga Muscular. Caso Bíceps

● Conectado a ESP32_Fuerza

Datos del Usuario

Nombre:

Edad:

Género:


Etnia:

Número de flexiones:

Duración (s):

Descanso (s):

Control de la Prueba

 Esperando...

● Repetición: 0 / 0

Resultados de la Prueba

Fuerza Máxima (N): --

Fuerza Mínima (N): --

Fuerza Máxima (kgf): --

Fuerza Mínima (kgf): --

D. Anexo D: Código de programación que comprende toda la interfaz gráfica.

```
# ----- CÓDIGO_PYTHON -----  
  
import threading, asyncio, time, re, os, logging, base64  
from datetime import datetime  
from flask import Flask, render_template, request, jsonify  
from flask_socketio import SocketIO  
import pandas as pd  
from bleak import BleakClient, BleakScanner  
from openpyxl import load_workbook  
from openpyxl.drawing.image import Image as ExcellImage  
from io import BytesIO  
from PIL import Image as PILImage  
import webbrowser  
import sys  
import tempfile  
import signal  
  
LOCK_FILE = os.path.join(tempfile.gettempdir(), "Sistema_Fatiga_Biceps.lock")  
  
def proceso_en_ejecucion(pid):  
    try:  
        os.kill(pid, 0)  
        return True  
    except:  
        return False  
  
if os.path.exists(LOCK_FILE):  
    try:  
        with open(LOCK_FILE, "r") as f:  
            pid = int(f.read())  
            if proceso_en_ejecucion(pid):  
                print("El sistema ya está en ejecución.")  
                sys.exit(0)  
            else:  
                os.remove(LOCK_FILE)  
    except:  
        os.remove(LOCK_FILE)  
  
with open(LOCK_FILE, "w") as f:  
    f.write(str(os.getpid()))  
  
# ----- RUTA DE GUARDADO -----  
BASE_DIR = os.path.join(os.path.expanduser("~"), "Documents",  
"Sistema_Fatiga_Biceps")
```

```

CARPETA_RESULTADOS = os.path.join(BASE_DIR, "Resultados")

# Crear carpeta si no existe
os.makedirs(CARPETA_RESULTADOS, exist_ok=True)

# ----- CONFIG -----
NOMBRE_BLE = "ESP32_Fuerza"
SERVICE_UUID = "6E400001-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"
CHAR_KGF_UUID = "6E400002-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"
CHAR_N_UUID = "6E400003-B5A3-F393-E0A9-E50E24DCCA9E"

# UMBRAL CONFIGURABLE PARA EMPEZAR DESCANSO
UMBRAL_DESCENSO = 5.0 # Newtons

# Flask + SocketIO
app = Flask(__name__, static_folder="static", template_folder="templates")
socketio = SocketIO(app, cors_allowed_origins="*", async_mode="threading")
logging.basicConfig(level=logging.INFO)

# ----- Estado global -----
ultimo_dato = {"Fuerza_Kgf": 0.0, "Fuerza_N": 0.0, "Tiempo": 0.0, "Timestamp": ""}
datos_activos = []
prueba_activa = False
nombre_paciente = "Datos_Paciente"
tiempo_inicio_prueba = None
fase_actual = "inactiva"
ble_conectado = False # Estado BLE
ble_client = None

# ----- Utilidades -----
def normalizar_nombre(nombre: str) -> str:
    nombre = re.sub(r"[^\w_]", "", nombre.lower().replace(" ", "_"))[:30]
    return nombre or "datos_prueba"

def guardar_excel(nombre_archivo: str, datos: list, hoja="Datos_Fuerza") -> bool:
    try:
        nombre_archivo = f"{normalizar_nombre(nombre_archivo)}.xlsx"
        ruta_excel = os.path.join(CARPETA_RESULTADOS, nombre_archivo)

        df = pd.DataFrame(datos)

        if os.path.exists(ruta_excel):
            with pd.ExcelWriter(ruta_excel, engine="openpyxl", mode="a",
if_sheet_exists="replace") as w:
                df.to_excel(w, sheet_name=hoja, index=False)
        else:

```

```

df.to_excel(ruta_excel, sheet_name=hoja, index=False, engine="openpyxl")

logging.info(f" Datos guardados en {ruta_excel}")
return True

except Exception as e:
    logging.error(f" Error al guardar Excel: {e}", exc_info=True)
    return False

def guardar_grafica_en_excel(nombre: str, imagen_base64: str):
    try:
        nombre = normalizar_nombre(nombre)
        excel_path = os.path.join(CARPETA_RESULTADOS, f"{nombre}.xlsx")
        if not os.path.exists(excel_path):
            logging.warning(" No se encontró el archivo Excel.")
            return False

        header, encoded = imagen_base64.split(",", 1)
        image_data = base64.b64decode(encoded)

        img = PILImage.open(BytesIO(image_data))
        img_path = f"{nombre}_grafica_temp.png"
        img.save(img_path)

        wb = load_workbook(excel_path)
        ws = wb["Gráfica"] if "Gráfica" in wb.sheetnames else wb.create_sheet("Gráfica")

        img_excel = ExcelImage(img_path)
        img_excel.width = 800
        img_excel.height = 400
        ws.add_image(img_excel, "B2")

        wb.save(excel_path)
        wb.close()
        os.remove(img_path)

        logging.info(f" Gráfica insertada en {excel_path}")
        return True
    except Exception as e:
        logging.error(f" Error guardando gráfica: {e}", exc_info=True)
        return False

# ----- BLE -----
async def conectar_ble():
    global ble_conectado

```

```

logging.info(" Buscando dispositivo BLE...")
device = None
for _ in range(5):
    devices = await BleakScanner.discover(timeout=3)
    for d in devices:
        if NOMBRE_BLE.lower() in (d.name or "").lower():
            device = d
            break
    if device:
        break

if not device:
    logging.warning(" No se encontró el dispositivo BLE")
    ble_conectado = False
    socketio.emit("estado_bt", {"estado": "buscando"})
    return None

logging.info(f" Dispositivo encontrado: {device.name} ({device.address})")
global ble_client
ble_client = BleakClient(device.address)
await ble_client.connect()
client = ble_client

ble_conectado = True
logging.info(" Conectado al ESP32 vía BLE")
socketio.emit("estado_bt", {"estado": "conectado", "dispositivo": device.name})
return client

async def leer_ble():
    global ultimo_dato, datos_activos, prueba_activa, tiempo_inicio_prueba, fase_actual,
    ble_conectado

    client = await conectar_ble()
    if not client:
        ble_conectado = False
        socketio.emit("estado_bt", {"estado": "buscando"})
        await asyncio.sleep(3)
        return

    async def callback_kgf(sender, data):
        global ultimo_dato, datos_activos
        try:
            kgf = float(data.decode())
            tiempo_actual = time.time()

            tiempo_relativo = tiempo_actual - tiempo_inicio_prueba if prueba_activa else 0

```

```

ultimo_dato = {
    "Fuerza_Kgf": kgf,
    "Fuerza_N": ultimo_dato.get("Fuerza_N", 0.0),
    "Tiempo": round(tiempo_relativo, 2),
    "Timestamp": datetime.now().strftime("%Y-%m-%d %H:%M:%S")
}

# Enviar datos solo en repetición
if prueba_activa and fase_actual == "repeticion":
    socketio.emit("dato_actual", ultimo_dato)
    datos_activos.append(ultimo_dato.copy())

except:
    pass

async def callback_n(sender, data):
    global ultimo_dato
    try:
        n = float(data.decode())
        ultimo_dato["Fuerza_N"] = n

        if prueba_activa and fase_actual == "repeticion":
            socketio.emit("dato_actual", ultimo_dato)
    except:
        pass

await client.start_notify(CHAR_KGF_UUID, callback_kgf)
await client.start_notify(CHAR_N_UUID, callback_n)

try:
    while True:
        if not client.is_connected:
            raise Exception("Desconectado")
            await asyncio.sleep(0.1)
except:
    ble_conectado = False
    socketio.emit("estado_bt", {"estado": "desconectado"})
    try:
        await client.disconnect()
    except:
        pass
    await asyncio.sleep(3)
    await leer_ble()

def iniciar_hilo_ble():
    def run():

```

```

loop = asyncio.new_event_loop()
asyncio.set_event_loop(loop)
loop.run_until_complete(learn_ble())

threading.Thread(target=run, daemon=True).start()

# ----- Flask Routes -----
@app.route('/')
def index():
    return render_template('index.html')

@app.route('/guardar_datos', methods=['POST'])
def guardar_datos_route():
    data = request.json or {}
    nombre = data.get("Nombre") or nombre_paciente
    guardar_excel(nombre, [data], hoja="Datos del paciente")
    return jsonify({"mensaje": "Datos guardados exitosamente"}), 200

@app.route('/guardar_grafica', methods=['POST'])
def guardar_grafica():
    data = request.json
    nombre = data.get("nombre", "Datos_Paciente")

    img_kgf = data.get("imagen_kgf")
    img_n = data.get("imagen_n")

    if not img_kgf or not img_n:
        return jsonify({"error": "Faltan imágenes"}), 400

    try:
        nombre = normalizar_nombre(nombre)
        excel_path = os.path.join(CARPETA_RESULTADOS, f'{nombre}.xlsx')

        if not os.path.exists(excel_path):
            return jsonify({"error": "No existe el Excel"}), 400

        wb = load_workbook(excel_path)
        ws = wb["Gráfica"] if "Gráfica" in wb.sheetnames else wb.create_sheet("Gráfica")

        # Guardamos los nombres para borrarlos DESPUÉS
        archivos_temp = []

        def insertar_imagen(base64_img, celda, nombre_temp):
            header, encoded = base64_img.split(",", 1)
            image_data = base64.b64decode(encoded)

            with open(nombre_temp, "wb") as f:

```

```

        f.write(image_data)

    img_excel = ExcelImage(nombre_temp)
    img_excel.width = 800
    img_excel.height = 400
    ws.add_image(img_excel, celda)

    archivos_temp.append(nombre_temp)

    insertar_imagen(img_kgf, "B2", "temp_kgf.png")
    insertar_imagen(img_n, "B25", "temp_n.png")

    # GUARDAR PRIMERO
    wb.save(excel_path)
    wb.close()

    # AHORA borrar temporales
    for f in archivos_temp:
        if os.path.exists(f):
            os.remove(f)

    logging.info(" Gráficas guardadas correctamente en Excel")
    return jsonify({"mensaje": " Gráficas guardadas correctamente"})

except Exception as e:
    logging.error(f" Error guardando gráficas: {e}", exc_info=True)
    return jsonify({"error": "Error al guardar gráficas"}), 500

# ----- Eventos SocketIO -----
@socketio.on('connect')
def on_connect():
    global ble_conectado, ultimo_dato
    socketio.emit("dato_actual", ultimo_dato)
    socketio.emit(
        "estado_bt",
        {"estado": "conectado" if ble_conectado else "buscando", "dispositivo":
NOMBRE_BLE}
    )

@socketio.on('iniciar_prueba')
def iniciar_prueba(data):
    global prueba_activa, datos_activos, nombre_paciente, tiempo_inicio_prueba,
fase_actual

    nombre_paciente = data.get('nombre', 'Datos_Paciente')
    repeticiones = int(data.get('repeticiones', 1))

```

```

duracion = float(data.get('duracion', 1))
descanso = float(data.get('descanso', 1))

datos_activos = []
prueba_activa = True
tiempo_inicio_prueba = time.time()
fase_actual = "repeticion"

def rutina():
    global prueba_activa, fase_actual, tiempo_inicio_prueba

    for i in range(1, repeticiones + 1):

        # ===== INICIO REPETICIÓN =====
        fase_actual = "repeticion"
        socketio.emit("fase_prueba", {"fase": "repeticion", "n": i})
        socketio.emit("inicio_repeticion", {"n": i})

        t0 = time.time()
        while time.time() - t0 < duracion and prueba_activa:
            time.sleep(0.05)

        socketio.emit("fin_repeticion", {"n": i})

        # ----- NUEVA LÓGICA DE DESCENSO -----
        if i < repeticiones and prueba_activa:
            fase_actual = "repeticion" # seguimos mostrando valores reales

            while ultimo_dato["Fuerza_N"] > UMBRAL_DESCENSO and prueba_activa:
                socketio.emit("dato_actual", ultimo_dato)
                time.sleep(0.05)

        # ===== DESCANSO =====
        if i < repeticiones and prueba_activa:
            fase_actual = "descanso"
            socketio.emit("fase_prueba", {"fase": "descanso", "n": i})

            t_desc = time.time()
            while time.time() - t_desc < descanso and prueba_activa:
                socketio.emit("dato_actual", {
                    "Fuerza_Kgf": 0.0,
                    "Fuerza_N": 0.0,
                    "Tiempo": round(time.time() - tiempo_inicio_prueba, 2),
                    "Timestamp": datetime.now().strftime("%Y-%m-%d %H:%M:%S")
                })
                time.sleep(0.1)

```

```

# ===== FINAL DE PRUEBA =====
fase_actual = "inactiva"
prueba_activa = False

if datos_activos:
    guardar_excel(nombre_paciente, datos_activos)

socketio.emit("solicitar_grafica", {"nombre": nombre_paciente})
socketio.emit("fin_prueba")

socketio.start_background_task(rutina)

# ----- DETENER PRUEBA -----
@socketio.on('detener_prueba')
def detener_prueba():
    global prueba_activa, fase_actual, tiempo_inicio_prueba

    logging.info(" Prueba detenida manualmente")

    prueba_activa = False
    fase_actual = "inactiva"
    tiempo_inicio_prueba = None

# Guardar lo que se haya registrado hasta el momento
if datos_activos:
    guardar_excel(nombre_paciente, datos_activos)

socketio.emit("estado_prueba", {"estado": "detenida"})
socketio.emit("fin_prueba")

# ----- CERRAR SISTEMA -----
@socketio.on("cerrar_sistema")
def cerrar_sistema_socket():
    logging.info(" Evento cerrar_sistema recibido")

# Avisar al frontend
socketio.emit("sistema_cerrado")

def cierre_total():
    global ble_client, ble_conectado

# Cerrar BLE correctamente
try:
    if ble_client and ble_client.is_connected:
        logging.info("Cerrando conexión BLE...")
        loop = asyncio.new_event_loop()
        asyncio.set_event_loop(loop)

```

```

        loop.run_until_complete(ble_client.stop_notify(CHAR_KGF_UUID))
        loop.run_until_complete(ble_client.stop_notify(CHAR_N_UUID))
        loop.run_until_complete(ble_client.disconnect())

    loop.close()
    logging.info(" BLE desconectado correctamente")

except Exception as e:
    logging.warning(f" Error cerrando BLE: {e}")

ble_conectado = False

# Dar tiempo a SocketIO + navegador
time.sleep(1.5)

# Liberar lock
limpiar_lock()

# Cerrar Flask como Ctrl+C (limpio)
os.kill(os.getpid(), signal.SIGINT)

threading.Thread(target=cierre_total, daemon=True).start()

def abrir_navegador_cuando_esp32():
    while not ble_conectado:
        time.sleep(1)

    time.sleep(1) # margen final
    webbrowser.open("http://127.0.0.1:5000")

import atexit

def limpiar_lock():
    if os.path.exists(LOCK_FILE):
        os.remove(LOCK_FILE)

atexit.register(limpiar_lock)

# ----- MAIN -----
from multiprocessing import freeze_support

if __name__ == "__main__":
    freeze_support()

    iniciar_hilo_ble()

```

```
threading.Thread(  
    target=abrir_navegador_cuando_esp32,  
    daemon=True  
).start()
```

```
socketio.run(  
    app,  
    debug=False,  
    port=5000,  
    allow_unsafe_werkzeug=True  
)
```

```
// ----- CÓDIGO_JAVASCRIPT -----
```

```
let socket;  
let sonidoInicio;
```

```
let btConectado = false;  
let datosGuardados = false;  
let pruebaActiva = false;  
let faseActual = "inactiva";
```

```
// Datos finales  
let datosTiempo = [];  
let datosKgf = [];  
let datosN = [];
```

```
// Contador  
let repActual = 0;  
let repTotal = 0;
```

```
// ----- Sonidos -----
```

```
function precargarSonidos() {  
    sonidoInicio = new Audio("/static/sonidos/start.mp3");  
    sonidoInicio.load();  
}
```

```
function reproducirSonido(tipo) {  
    if (tipo === "inicio") {  
        sonidoInicio.currentTime = 0;  
        sonidoInicio.play().catch(() => {});  
    }  
    if (tipo === "fin") {  
        sonidoInicio.currentTime = 0;
```

```
        sonidoInicio.play()  
        .then(() => {
```

```

        setTimeout(() => {
            sonidoInicio.currentTime = 0;
            sonidoInicio.play().catch(() => {});
        }, 300); // separación entre bips
    })
    .catch(() => {});
}
}

// ----- WebSocket -----
function startWebSocket() {
    socket = io({ transports: ["websocket", "polling"] });

    socket.on("connect", () => console.log("✅ WebSocket conectado"));

    socket.on("disconnect", () => {
        btConectado = false;
        actualizarEstadoBoton();
    });

    // 📡 Datos BLE (solo durante repetición)
    socket.on("dato_actual", datos => {
        if (!pruebaActiva) return;
        if (faseActual !== "repeticion") return;

        document.getElementById("gauge").textContent = datos.Fuerza_Kgf.toFixed(2);
        document.getElementById("gaugeN").textContent = datos.Fuerza_N.toFixed(2);

        datosTiempo.push(parseFloat(datos.Tiempo));
        datosKgf.push(datos.Fuerza_Kgf);
        datosN.push(datos.Fuerza_N);
    });

    // ----- Bluetooth -----
    socket.on("estado_bt", data => {
        const div = document.getElementById("estadoBluetooth");

        if (data.estado === "conectado") {
            div.textContent = `🟢 Conectado a ${data.dispositivo}`;
            div.style.color = "green";
            btConectado = true;
        } else {
            div.textContent = "🟡 Buscando ESP32...";
            div.style.color = "blue";
            btConectado = false;
        }
    });
}

```

```

    actualizarEstadoBoton();
  });

  // ----- Inicio repetición -----
  socket.on("inicio_repeticion", d => {
    faseActual = "repeticion";
    repActual = d.n;

    document.getElementById("estadoPrueba").textContent =
      `🔊 Repetición ${d.n}`;

    document.getElementById("contadorReps").textContent =
      `Repetición: ${repActual} / ${repTotal}`;

    // LED ON
    document.getElementById("ledRepeticion").style.background = "red";

    reproducirSonido("inicio");
  });

  // ----- Fin repetición -----
  socket.on("fin_repeticion", d => {
    document.getElementById("estadoPrueba").textContent =
      `Repeticion ${d.n} finalizada`;

    reproducirSonido("fin");
  });

  // ----- Fases -----
  socket.on("fase_prueba", d => {
    faseActual = d.fase;

    if (d.fase === "descanso") {
      document.getElementById("estadoPrueba").textContent =
        `🔇 Descanso después de la repetición ${d.n}`;

      // LED OFF
      document.getElementById("ledRepeticion").style.background = "#ccc";
    }
  });

  // ----- Fin prueba -----
  socket.on("fin_prueba", () => {
    pruebaActiva = false;

    document.getElementById("estadoPrueba").textContent =

```

```

    " Prueba finalizada";

    document.getElementById("ledRepeticion").style.background = "#ccc";

    if (datosN.length > 0 && datosKgf.length > 0) {

        // Newtons
        const maxN = Math.max(...datosN);
        const minN = Math.min(...datosN);

        document.getElementById("fuerzaMaxN").textContent = maxN.toFixed(2);
        document.getElementById("fuerzaMinN").textContent = minN.toFixed(2);

        // Kilogramos-fuerza
        const maxKgf = Math.max(...datosKgf);
        const minKgf = Math.min(...datosKgf);

        document.getElementById("fuerzaMaxKgf").textContent = maxKgf.toFixed(2);
        document.getElementById("fuerzaMinKgf").textContent = minKgf.toFixed(2);
    }

    generarGraficasFinales();
});
socket.on("sistema_cerrado", () => {
    console.log(" Sistema cerrado por el servidor");

    // Cerrar ventana cuando el servidor ya terminó todo
    window.close();

    // Fallback para Chrome / ejecutable
    setTimeout(() => {
        window.open("", "_self");
        window.close();
    }, 300);
});
}

// ----- Gráficas finales -----
function generarGraficasFinales() {
    const cont = document.getElementById("graficasFinales");
    cont.style.display = "block";

    // ● KGF
    new Chart(document.getElementById("grafKgf"), {
        type: "line",

```

```

    data: {
      labels: datosTiempo,
      datasets: [{
        label: "Fuerza (Kgf)",
        data: datosKgf,
        borderWidth: 2
      }]
    }
  });

  // Newtons
  new Chart(document.getElementById("grafN"), {
    type: "line",
    data: {
      labels: datosTiempo,
      datasets: [{
        label: "Fuerza (N)",
        data: datosN,
        borderColor: "red",
        borderWidth: 2
      }]
    }
  });

  // Enviar a Python
  setTimeout(() => {
    fetch("/guardar_grafica", {
      method: "POST",
      headers: { "Content-Type": "application/json" },
      body: JSON.stringify({
        nombre: document.getElementById("nombreInput").value,
        imagen_kgf: document.getElementById("grafKgf").toDataURL(),
        imagen_n: document.getElementById("grafN").toDataURL()
      })
    });
  }, 1000);
}

// ----- Guardar datos -----
function guardarDatos() {
  const Nombre = nombreInput.value.trim();
  if (!Nombre) return alert("Ingrese el nombre");

  fetch("/guardar_datos", {
    method: "POST",
    headers: { "Content-Type": "application/json" },
    body: JSON.stringify({

```

```

    Nombre,
    Edad: edadInput.value,
    Genero: generoInput.value,
    Etnia: etniaInput.value,
    Flexiones: flexionesInput.value,
    Duracion: duracionInput.value,
    Descanso: descansoInput.value
  })
}).then(() => {
  datosGuardados = true;
  actualizarEstadoBoton();

  const msg = document.getElementById("msgGuardado");
  msg.textContent = " Datos guardados con éxito";
  msg.style.color = "green";

  setTimeout(() => msg.textContent = "", 3000);
});
}

// ----- Iniciar prueba -----
function iniciarPrueba() {
  if (!btConectado || !datosGuardados) return;

  datosTiempo = [];
  datosKgf = [];
  datosN = [];

  repActual = 0;
  repTotal = parseInt(flexionesInput.value);

  document.getElementById("contadorReps").textContent =
    `Repetición: 0 / ${repTotal}`;

  document.getElementById("ledRepeticion").style.background = "#ccc";

  pruebaActiva = true;

  socket.emit("iniciar_prueba", {
    nombre: nombreInput.value,
    repeticiones: repTotal,
    duracion: parseFloat(duracionInput.value),
    descanso: parseFloat(descansoInput.value)
  });
}

// ----- Botón -----

```

```

function actualizarEstadoBoton() {
  btnIniciarPrueba.disabled = !(btConectado && datosGuardados);
}
// ----- Cerrar sistema -----
function cerrarSistema() {
  if (socket) {
    socket.emit("cerrar_sistema");
  }
}

// ----- Init -----
document.addEventListener("DOMContentLoaded", () => {
  precargarSonidos();
  startWebSocket();
  actualizarEstadoBoton();
});

```

<!--CÓDIGO_HTML -->

```

<!DOCTYPE html>
<html lang="es">
<head>
  <meta charset="UTF-8">
  <title>Medición de Fuerza - ESP32</title>
  <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1.0">

  <!-- Librerías -->
  <script src="https://cdn.socket.io/4.7.5/socket.io.min.js"></script>
  <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js"></script>

  <!-- Estilos -->
  <style>
    body {
      font-family: Arial, sans-serif;
      margin: 20px;
      background: #f8f9fa;
    }
    h2 {
      color: #333;
    }
    label {
      display: block;
      margin-top: 8px;
    }
    input, select, button {
      margin-top: 5px;
      padding: 5px;
    }

```

```

}
.panel {
  background: white;
  padding: 15px;
  margin-bottom: 20px;
  border-radius: 10px;
  box-shadow: 0 2px 5px rgba(0,0,0,0.1);
}
#estadoBluetooth {
  font-weight: bold;
  margin: 10px 0;
  font-size: 1.1em;
}
#gauge, #gaugeN {
  font-size: 1.3em;
  font-weight: bold;
}
button:disabled {
  opacity: 0.5;
  cursor: not-allowed;
}
.lecturas-container {
  display: flex;
  flex-wrap: wrap;
  gap: 20px;
}
.subpanel {
  flex: 1;
  min-width: 260px;
  background: #fff;
  padding: 15px;
  border-radius: 10px;
  box-shadow: 0 1px 4px rgba(0,0,0,0.1);
}
.subpanel h4 {
  margin-top: 0;
  color: #333;
  border-bottom: 1px solid #ddd;
  padding-bottom: 5px;
}
.resultado {
  font-weight: bold;
  color: #222;
}
</style>
</head>

```

```

<body>
<h2><img alt="Logo" data-bbox="205 112 225 128"/> Sistema de Medición de Fatiga Muscular. Caso Bíceps</h2>

<!-- Estado Bluetooth -->
<div id="estadoBluetooth" style="color:blue;">
  <img alt="Bluetooth icon" data-bbox="181 184 201 204"/> Buscando ESP32...
</div>

<!-- Panel de datos del usuario -->
<div class="panel">
  <h3>Datos del Usuario</h3>
  <label>Nombre: <input type="text" id="nombreInput"></label>
  <label>Edad: <input type="number" id="edadInput"></label>
  <label>Género:
    <select id="generoInput">
      <option>Masculino</option>
      <option>Femenino</option>
      <option>Otro</option>
    </select>
  </label>
  <label>Etnia: <input type="text" id="etniaInput"></label>
  <label>Número de flexiones: <input type="number" id="flexionesInput"></label>
  <label>Duración (s): <input type="number" id="duracionInput"></label>
  <label>Descanso (s): <input type="number" id="descansoInput"></label>
  <button onclick="guardarDatos()">Guardar Datos</button>
  <p id="msgGuardado" style="margin-top:5px; font-weight:bold;"></p>
</div>

<!-- Panel de control -->
<div class="panel" style="display:flex; justify-content:space-between; align-items:center;">

  <!-- IZQUIERDA: Control -->
  <div>
    <h3>Control de la Prueba</h3>

    <button id="btnIniciarPrueba" onclick="iniciarPrueba()" disabled>
      Iniciar Prueba
    </button>

    <button onclick="socket.emit('detener_prueba')">
      Detener Prueba
    </button>

    <!-- <img alt="Red circle icon" data-bbox="235 865 255 885"/> BOTÓN NUEVO -->
  </div>

```

```

    <button onclick="cerrarSistema()" style="margin-top:8px; background:#dc3545;
color:white;">
    Salir del Sistema
    </button>

    <p id="estadoPrueba">⌚ Esperando...</p>
</div>

<!-- DERECHA: LED + contador -->
<div style="display:flex; align-items:center; gap:15px;">

    <div id="ledRepeticion"
    style="
    width:25px;
    height:25px;
    border-radius:50%;
    background:#ccc;
    border:2px solid #999;
    ">
    </div>

    <div id="contadorReps" style="font-weight:bold; font-size:1.1em;">
    Repetición: 0 / 0
    </div>

</div>

</div>

<!-- Lecturas y resultados -->
<div class="lecturas-container">

    <div class="subpanel">
        <h4>Lecturas en tiempo real</h4>
        <p>Fuerza (Kgf): <span id="gauge">0.00</span></p>
        <p>Fuerza (N): <span id="gaugeN">0.00</span></p>
    </div>

    <div class="subpanel">
        <h4>Resultados de la Prueba</h4>
        <p>Fuerza Máxima (N): <span id="fuerzaMax" class="resultado">--</span></p>
        <p>Fuerza Mínima (N): <span id="fuerzaMin" class="resultado">--</span></p>



        <hr>

```

```

    <p>Fuerza Máxima (kgf): <span id="fuerzaMaxKgf" class="resultado">--
</span></p>
    <p>Fuerza Mínima (kgf): <span id="fuerzaMinKgf" class="resultado">--
</span></p>
    </div>

</div>

<!--  GRÁFICAS FINALES (OCULTAS HASTA TERMINAR LA PRUEBA) -->
<div class="panel" id="graficasFinales" style="display:none;">
    <h3> Gráficas finales</h3>

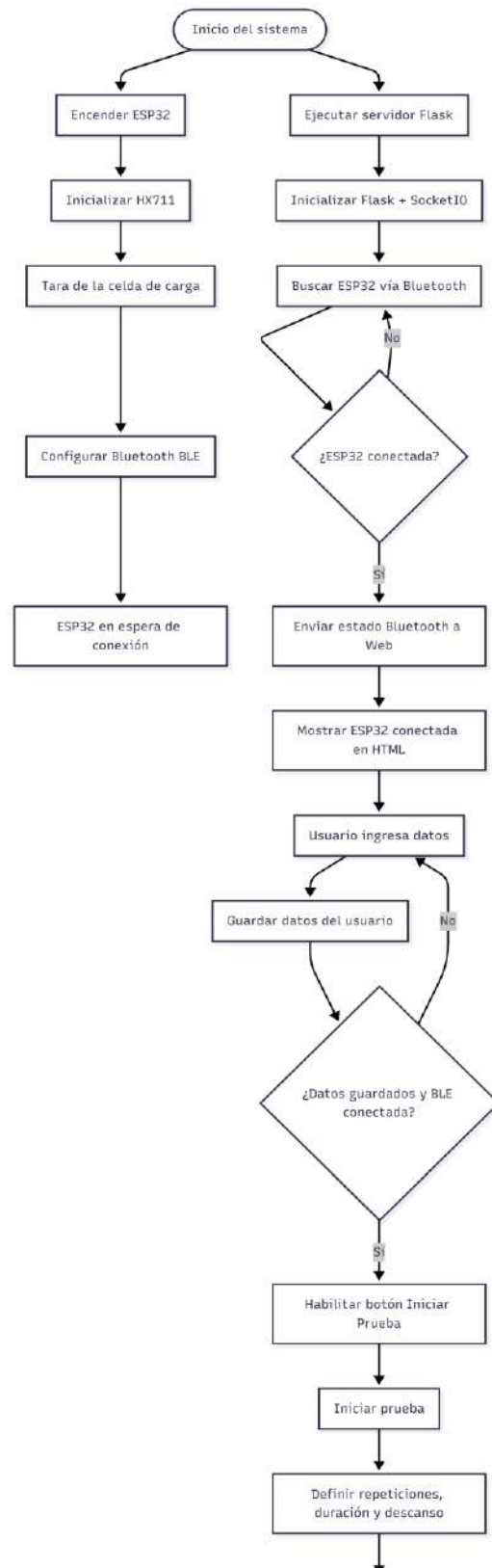
    <div style="width:100%; height:300px;">
        <canvas id="grafKgf"></canvas>
    </div>

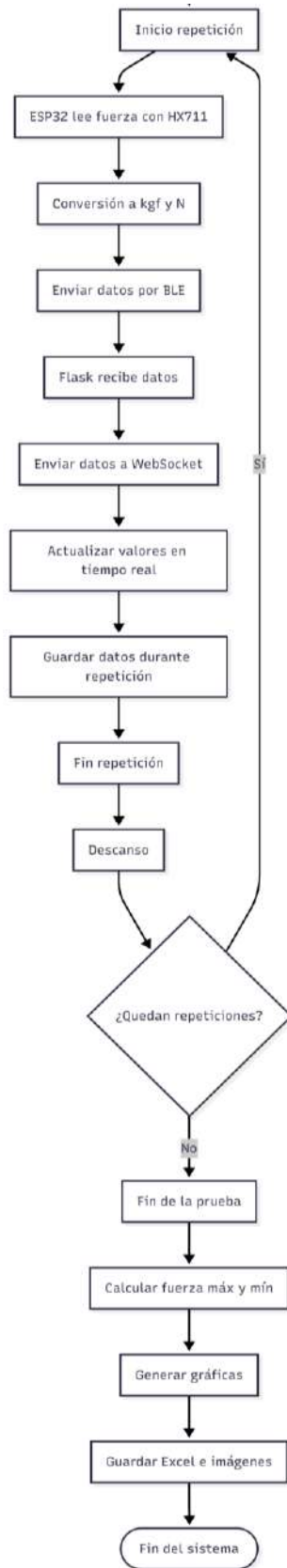
    <div style="width:100%; height:300px; margin-top:25px;">
        <canvas id="grafN"></canvas>
    </div>
</div>

<!-- Script principal -->
<script src="{{ url_for('static', filename='script.js') }}"></script>
</body>
</html>

```

E. Diagrama de flujo del código de programación





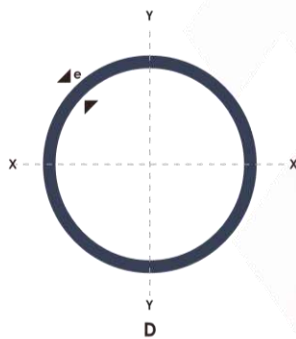
F. Anexo F: Tubo estructural redondo



TUBO ESTRUCTURAL REDONDO

Especificaciones Generales:

Norma:	NTE INEN 2415
Calidad:	SAE J 403 1008
Acabado:	Acero negro o galvanizado
Largos:	6,00m y medidas especiales
Dimensiones:	Desde 7/8" a 3"
Espesores:	Desde 1,50mm a 3,00mm



(D) Diámetro	Espesor	Peso	Área	I	W	i
Pulgadas	mm	Kg/m	cm ²	cm ⁴	cm ³	cm ³
7/8"	1.50	0.77	0.98	0.53	0.47	0.73
1"	1.50	0.88	1.13	0.81	0.64	0.85
1 1/4"	1.50	1.12	1.43	1.63	1.03	1.07
1 1/2"	1.50	1.35	1.72	2.89	1.52	1.30
1 3/4"	1.50	1.59	2.02	4.67	2.10	1.52
2"	1.50	1.82	2.32	7.06	2.78	1.74
2 1/2"	1.50	2.29	2.92	14.05	4.42	2.19
3"	1.50	2.76	3.52	24.56	6.45	2.64
1"	2.00	1.15	1.47	1.01	0.80	0.83
1 1/4"	2.00	1.47	1.87	2.08	1.31	1.05
1 1/2"	2.00	1.78	2.27	3.71	1.95	1.29
1 3/4"	2.00	2.09	2.67	6.02	2.71	1.50
2"	2.00	2.41	3.07	9.14	3.60	1.73
2 1/2"	2.00	3.03	3.86	18.29	5.76	2.18
3"	2.00	3.66	4.66	32.11	8.43	2.62
2"	3.00	3.54	4.51	12.92	5.09	1.69
2 1/2"	3.00	4.48	5.70	26.15	8.24	2.14
3"	3.00	5.42	6.90	46.29	12.15	2.59



www.dipacmanta.com

G. Anexo G: Varilla redonda lisa

PERFILES LAMINADOS



Especificaciones Generales:

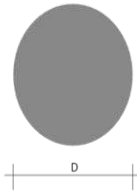
Calidad: ASTM A36

Largo Normal: 6.00m

Acabado: Acero negro

*Otras calidades, otros largos y otros acabados previa consulta

VARILLA REDONDA LISA



Denominación	Diámetro		Peso		Área
	D	kg/m	kg/6m	cm ²	
VRL 5,5	5.5	0.34	2.04	0.43	
VRL 8	8.0	0.50	2.96	0.63	
VRL 10	10.0	0.62	3.70	0.79	
VRL 12	12.0	0.89	5.33	1.13	
VRL 15	15.0	1.39	8.32	1.77	
VRL 18	18.0	2.00	11.98	2.55	
VRL 22	22.0	2.98	17.90	3.80	
VRL 24,5	24.0	3.70	22.20	4.71	

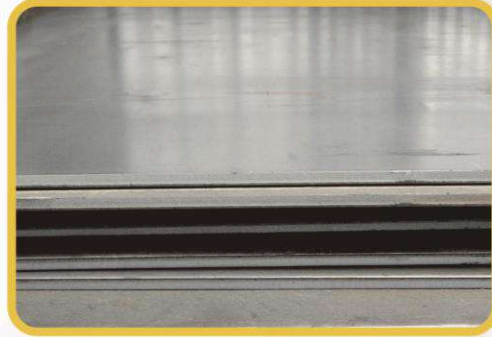
H. Anexo H: Plancha de acero

PLANCHAS

LAMINADAS AL CALIENTE

Especificaciones Generales:

Norma:	NTE INEN 115
Espesores:	ASTM A36 - SAE J 403 1008
Espesores:	2mm a 12mm
Rollos:	Ancho 1000, 1220, 1500mm
Planchas:	4 x 8 pies y medidas especiales
Acabado:	Acero Negro



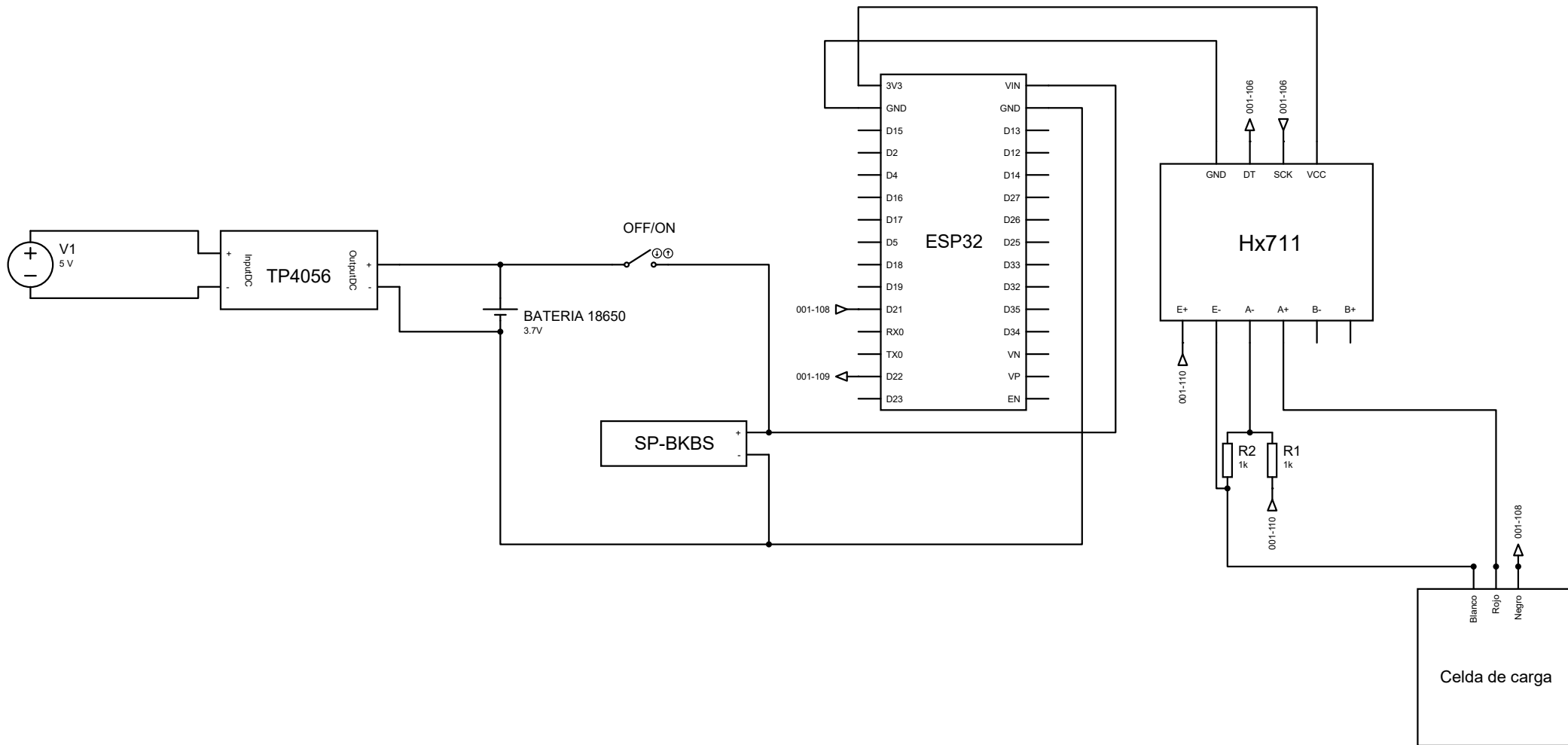
Calidad Comercial

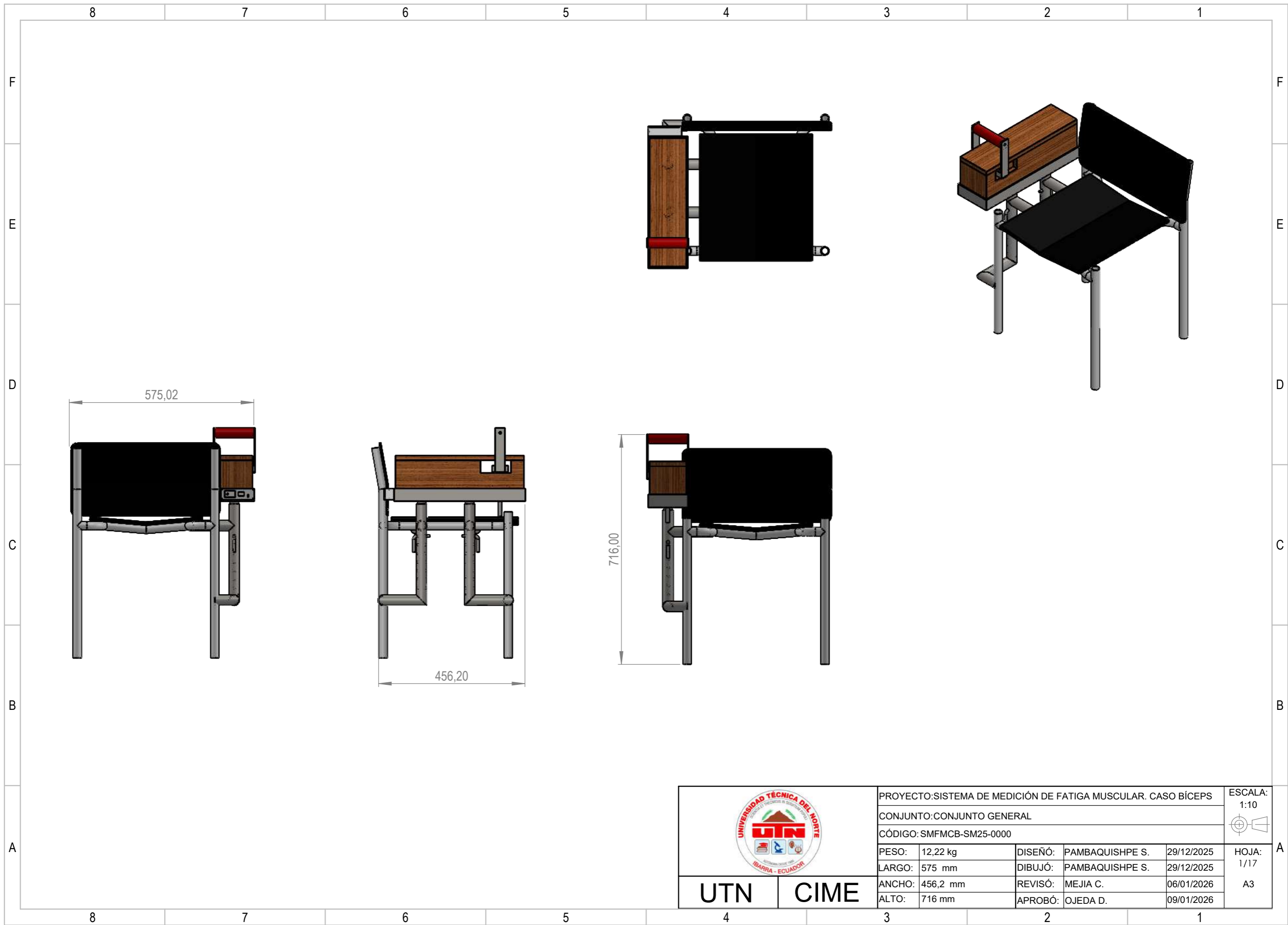
Calidad	Composición Química							Propiedades Mecánicas			Norma Equivalente
	% C	%MN	%P	%S	%SI	%AL	%CU	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Alargamiento %	Doblado 180°	
JIS G3131 SPHC	0,08 0,13	0,3 0,6	0,02 max	0,025 max	0,05 max	0,02 0,08	0,2 max	270 min	29 min	0= Oe	SAE 1010 ASTM A-569
SAE 1008	0,03 0,1	0,25 0,5	0,02 max	0,025 max	0,04 max	0,02 0,08	0,2 max				JIS G3132 SPHT1
SAE 1012	0,1 0,15	0,3 0,6	0,02 max	0,025 max	0,03 max	0,02 0,08	0,2 max				ASTM A-635 ASTM A-570 GRADO 33

Calidad Estructural

Norma	Composición Química							Propiedades Mecánicas				
	% C	%MN	%P	%S	%SI	%CU	OTROS	Fluencia (Mpa)	Esfuerzo Máximo (Mpa)	Alarga- miento %	Doblado 180°	Norma Equivalente
ASTM A-588M Grado A	0,19 max	0,8 1,25	0,04 max	0,05 max	0,3 0,6	0,25 0,40	Ni 0,15-0,35 Cr 0,40-0,65 V 0,02-0,10	345 min	485 min	18 min		
ASTM A-283 Grado C	0,12 0,18	0,3 0,6	0,025 max	0,03 max	0,04 max	0,2 max		205 min	380 516 max	25 min	0=1,5e	SAE 1015
JIS G-3101 5541 M	0,17 0,23	0,3 0,6	0,025 max	0,025 max	0,04 max	0,25 max		250 min	400 min 550 max	21 min		SAE 1020 ASTM A-36 ASTM A-570 GRADO 36
A 36	0,25 0,29	0,80 1,2	0,04 max	0,05 max	0,4 max	0,20 max		250 min	400 min 550 max	20 min		
A570-GR50	0,25	1,35 max	0,035 max	0,04 max				340 min	450 min 550 max	17 min	1-1/2e	

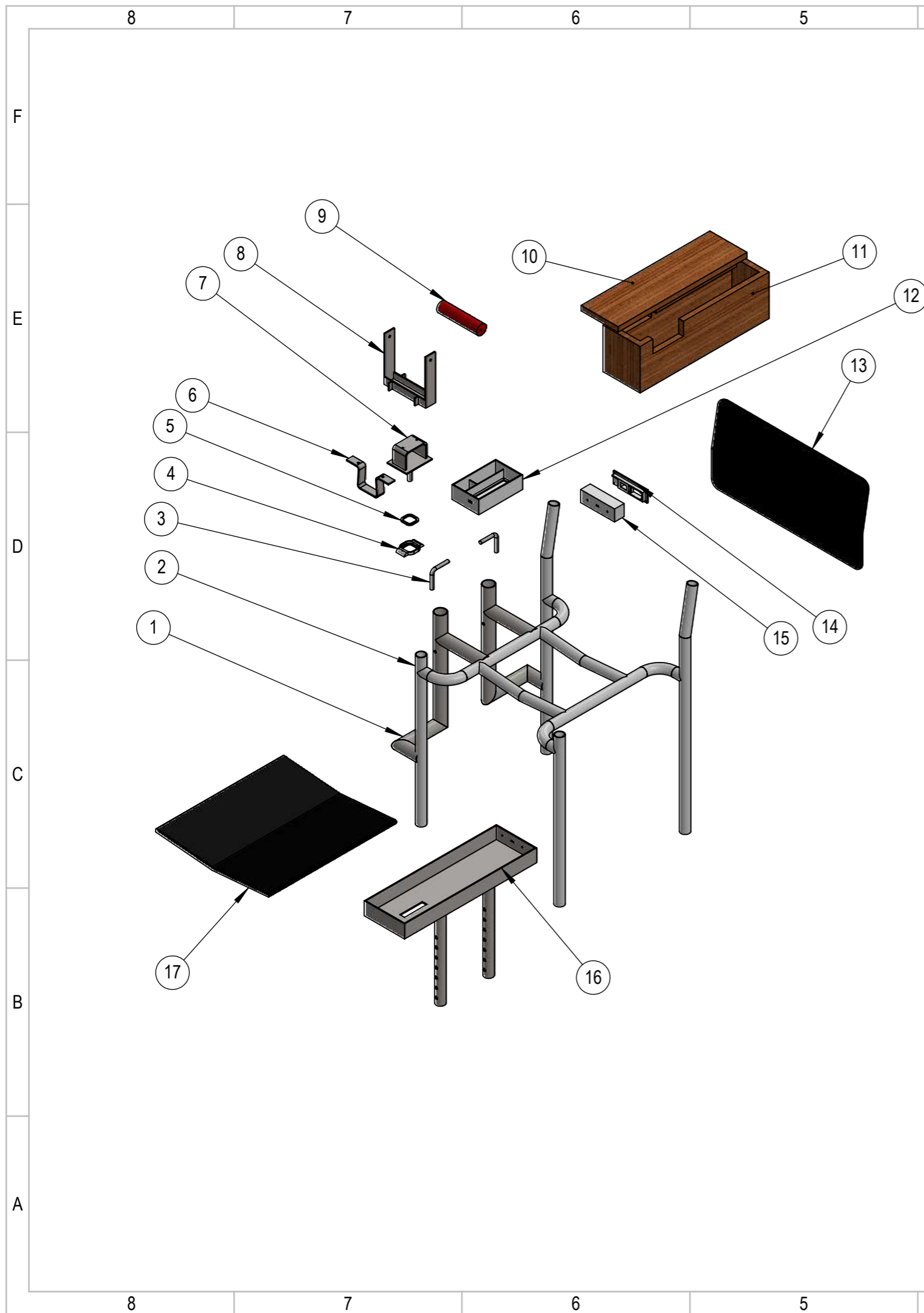
I. Anexo I: Plano electrónico y estructurales





	PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS			ESCALA: 1:10
	CONJUNTO: CONJUNTO GENERAL			
CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0000				HOJA: 1/17 A3
PESO:	12,22 kg	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S. 29/12/2025	
LARGO:	575 mm	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S. 29/12/2025	
ANCHO:	456,2 mm	REVISÓ:	MEJIA C. 06/01/2026	
ALTO:	716 mm	APROBÓ:	OJEDA D. 09/01/2026	

UTN CIME



17	Asiento	1	SMFMCB-SM25-0017	TABLERO TRIPLEX x 6mm
16	Soporte_Codo	1	SMFMCB-SM25-0016	PLANCHA DE ACERO ASTM A36 X3mm Y TUBO REDONDO 25,4 x 2 mm
15	Carcasa_Interruptor	1	SMFMCB-SM25-0015	PLA+
14	Tapa_Interruptor	1	SMFMCB-SM25-0014	PLA+
13	Espaldar	1	SMFMCB-SM25-0013	TABLERO TRIPLEX x 6mm
12	Porta_Circuitos	1	SMFMCB-SM25-0012	PLA+
11	Carcasa_Madera	1	SMFMCB-SM25-0011	MADERA COPAL
10	Tapa_Madera	1	SMFMCB-SM25-0010	MADERA COPAL
9	Sujeción	1	SMFMCB-SM25-0009	MADERA COPAL
8	Mancuerna	1	SMFMCB-SM25-0008	PLANCHA DE ACERCO ASTM A36x3 mm
7	Soporte_Celda	1	SMFMCB-SM25-0007	PLANCHA DE ACERCO ASTM A36x3 mm
6	Base_Sistema_de_Sujeción	1	SMFMCB-SM25-0006	PLANCHA DE ACERCO ASTM A36x3 mm
5	Tapa_Porta_Celda	1	SMFMCB-SM25-0005	PLA+
4	Porta_Celda	1	SMFMCB-SM25-0004	PLA+
3	Pasador	2	SMFMCB-SM25-0003	VARILLA REDONDA LISA x 8mm
2	Estructura_Asiento	1	SMFMCB-SM25-0002	SILLA COMERCIAL
1	Base_Soporte_del_Codo	2	SMFMCB-SM25-0001	TUBO REDONDO 31,75 x 2 mm
N.º	N.º DE PIEZA	CANTIDAD	CÓDIGO	OBSERVACIÓN

	PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS				ESCALA: 1:10
	CONJUNTO: CONJUNTO GENERAL				
	CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0000				
	PESO:	12,22 kg	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	29/12/2025
LARGO:	445 mm	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	02/01/2026	A3
ANCHO:	575 mm	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	
ALTO:	714 mm	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026	

UTN | **CIME**

4

3

2

1

F

F

E

E

D

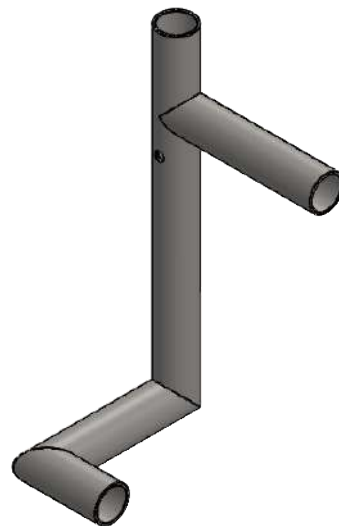
D

C

C

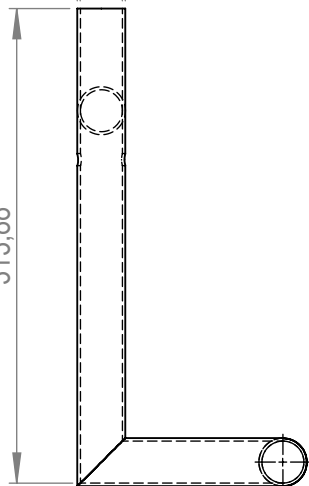
B

B



$\phi 31,75$
 $\phi 27,75$

313,88



15,88

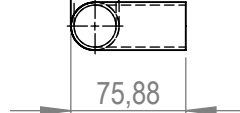
124,13

100,00

51,83

 $\phi 8,00$ PASANTE

75,88



A

A



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:5

PARTE: SOPORTE_DEL_CODO

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0001

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: AISI 1008

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S. 30/11/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S. 04/01/2026

A4

FICA

CIME

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C. 06/01/2026

3/17

CANTIDAD: 2

APROBÓ: OJEDA D. 09/01/2026

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

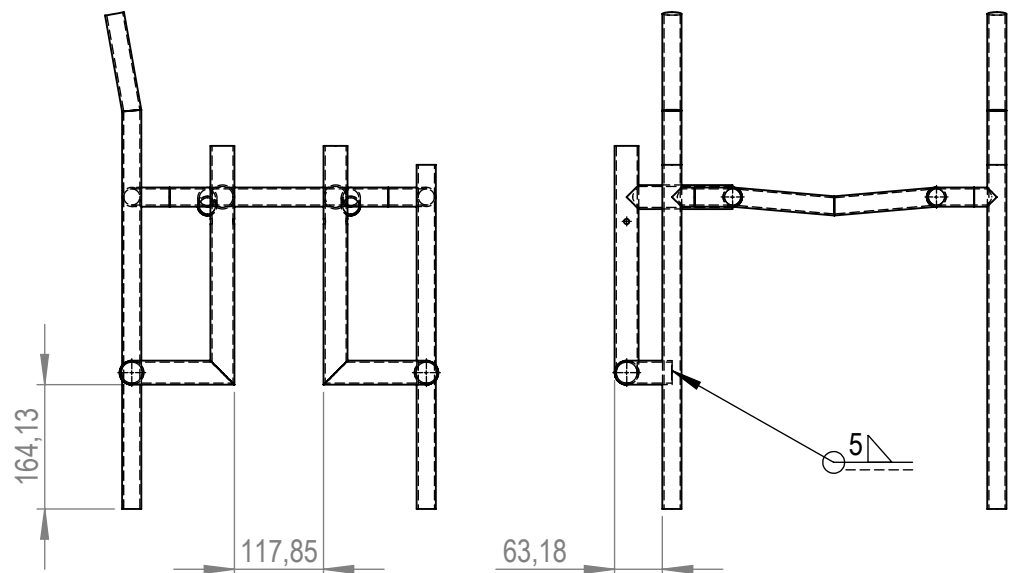
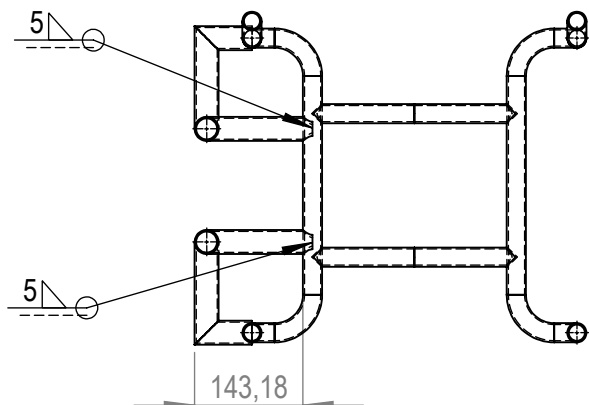
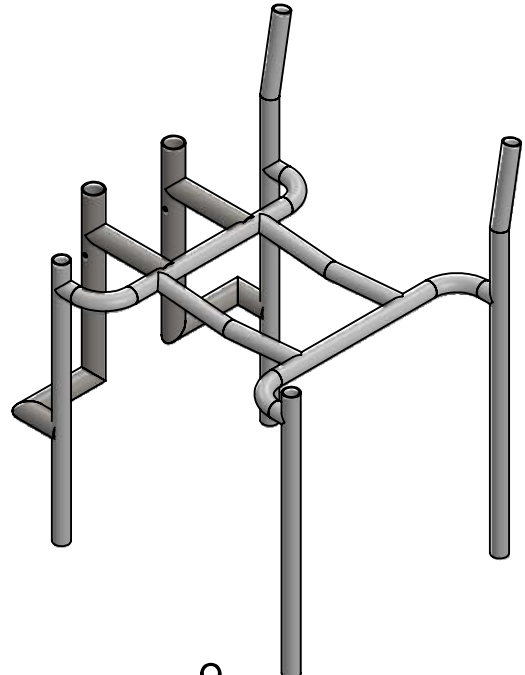
D

C

C

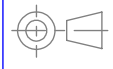
B

B



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:10



PARTE: ESTRUCTURA_ASIENTO

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0002

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: AISI 1008

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S. 30/10/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S. 04/01/2026

A3

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C. 06/01/2026

4/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: OJEDA D. 09/01/2026

FICA

CIME

4

3

2

1

A

A

4

3

2

1

F

F

E

E

D

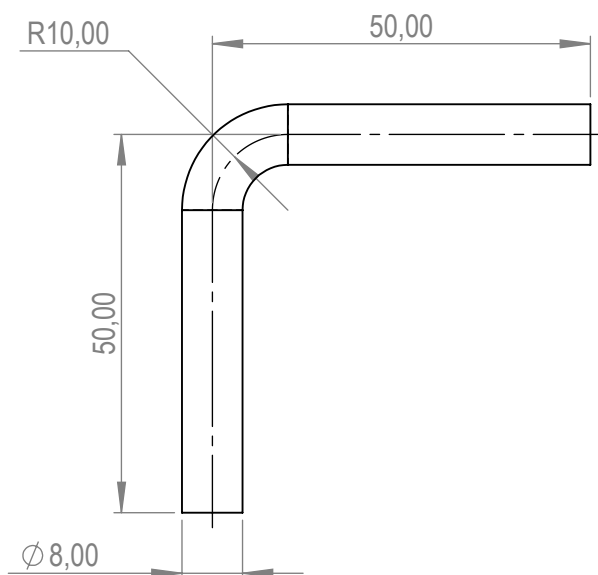
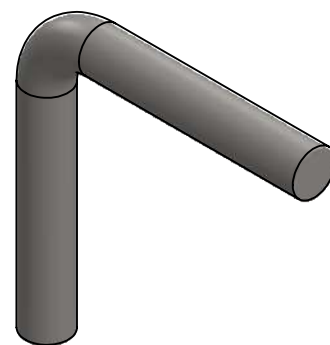
D

C

C

B

B



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:1

PARTE: PASADOR

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0003

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: AISI 1008

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S.

22/12/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S.

04/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C.

06/01/2026

5/17

CANTIDAD: 2

APROBÓ: OJEDA D.

09/01/2026

FICA

CIME

4

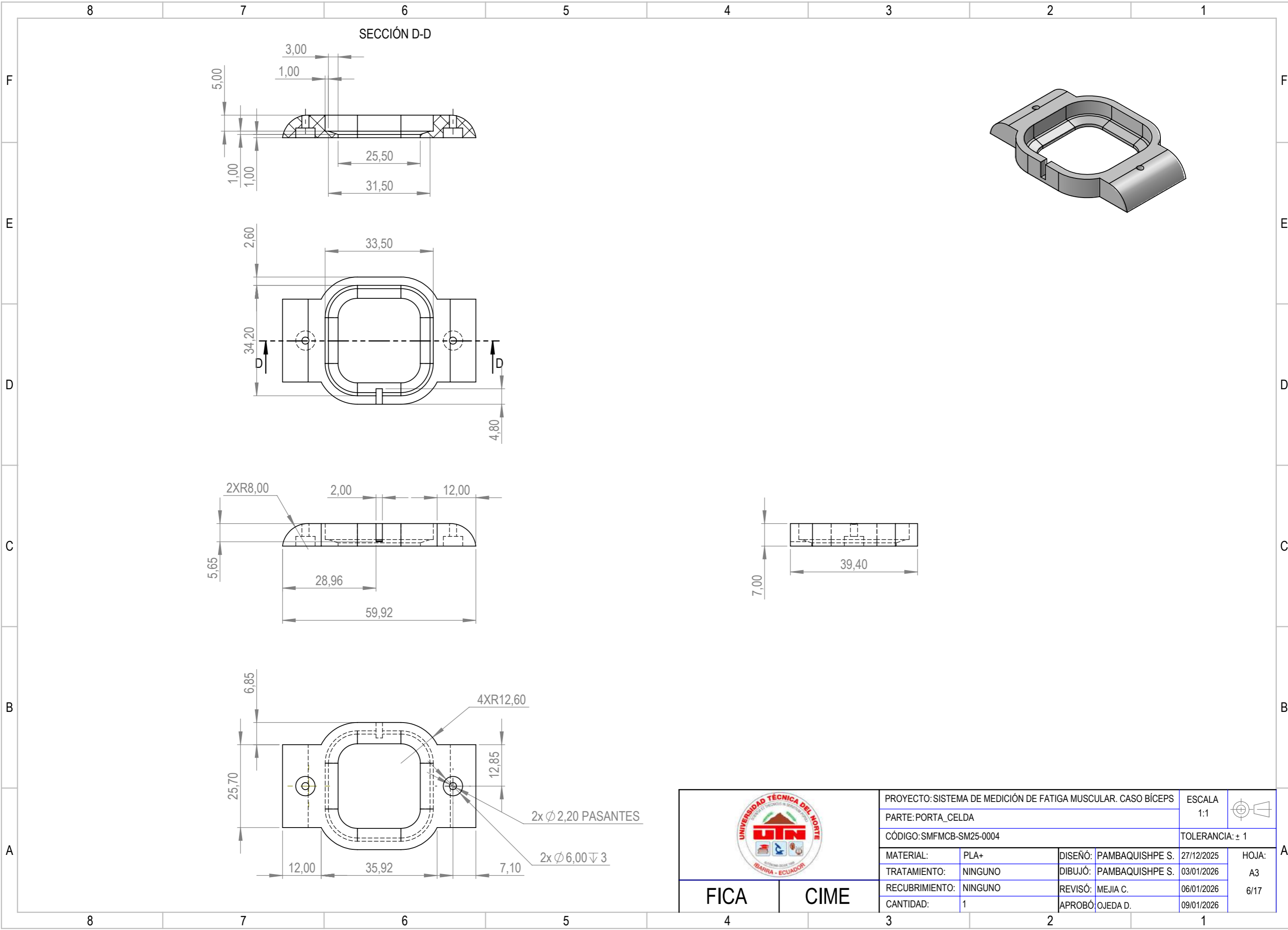
3



2

1

A

A



	PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS			ESCALA		
	PARTE: PORTA_CELDA			1:1		
	CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0004			TOLERANCIA: ± 1		
	MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	27/12/2025	HOJA:
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	03/01/2026	A3
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	6/17	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026		

FICA CIME

4

3

2

1

F

F

E

E

D

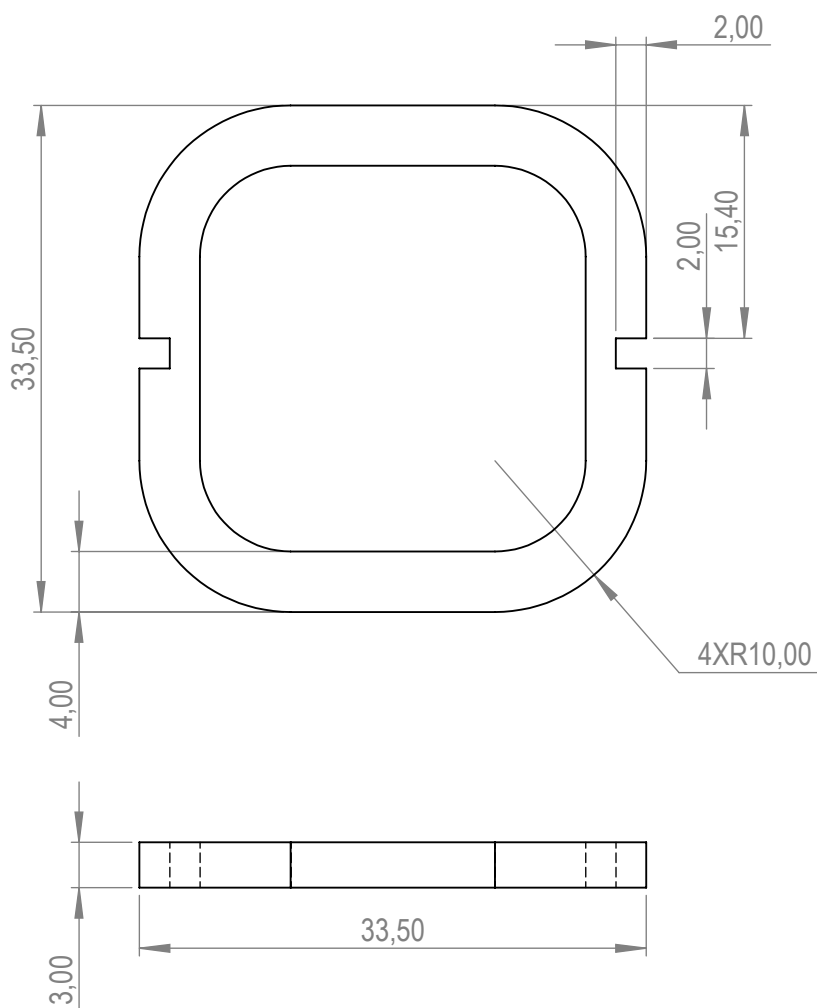
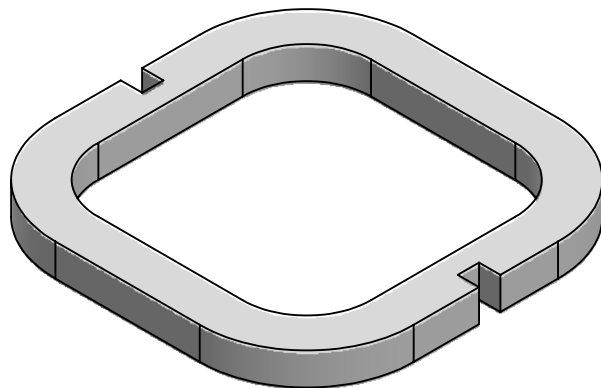
D

C

C

B

B



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
2:1

PARTE: TAPA_PORTA_CELDA

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0005

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL:

PLA+

DISEÑO:

PAMBAQUISHPE S.

27/12/2025

HOJA:

TRATAMIENTO:

NINGUNO

DIBUJÓ:

PAMBAQUISHPE S.

03/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO:

NINGUNO

REVISÓ:

MEJIA C.

06/01/2026

7/17

CANTIDAD:

1

APROBÓ:

OJEDA D.

09/01/2026

FICA

CIME

4

3

2

1

A

A

4

3

2

1

F

F

E

E

D

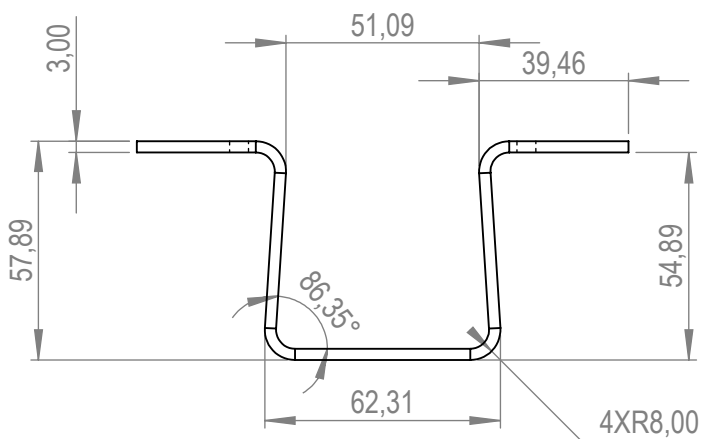
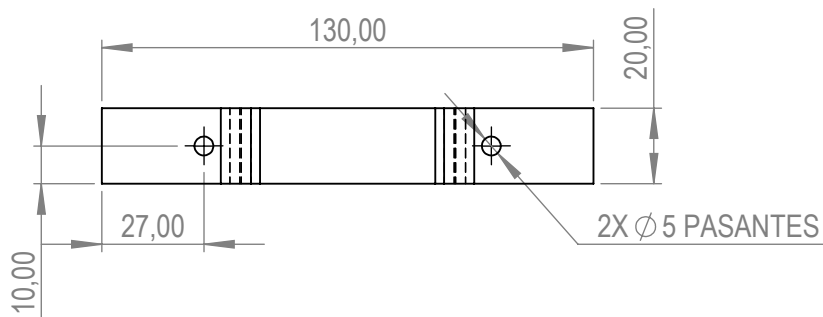
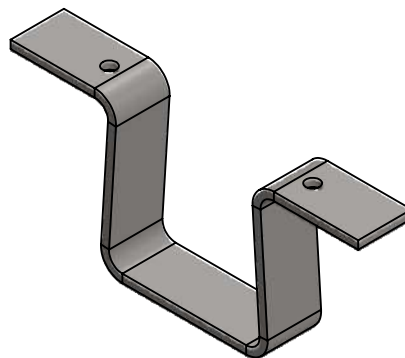
D

C

C

B

B



A

A



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:2

PARTE: BASE_SISTEMA_DE_SUJECIÓN

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0006

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: AISI 1008 DISEÑO: PAMBAQUISHPE S. 27/12/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S. 03/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO REVISÓ: MEJIA C. 06/01/2026

8/17

CANTIDAD: 1 APROBÓ: OJEDA D. 09/01/2026

FICA

CIME

4

3

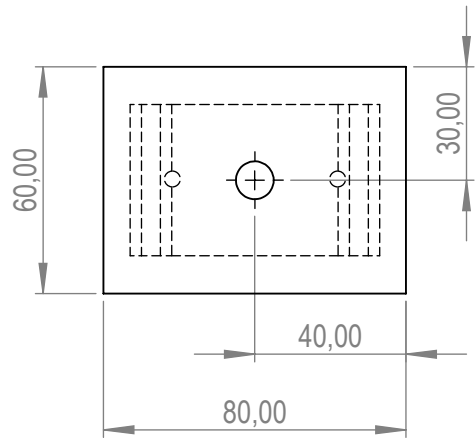
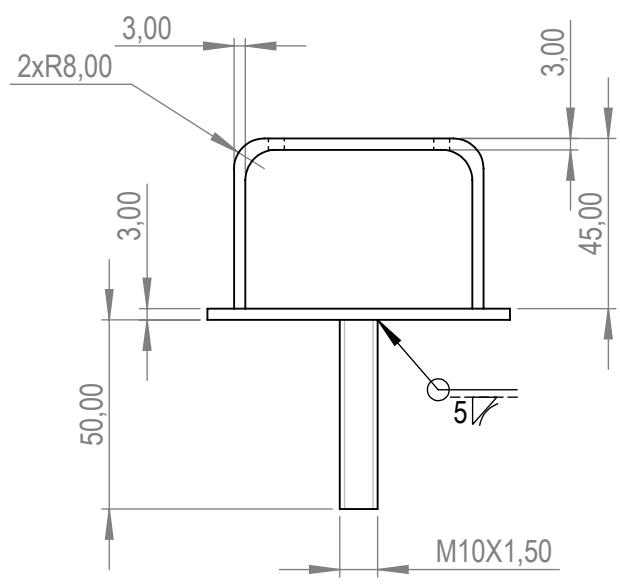
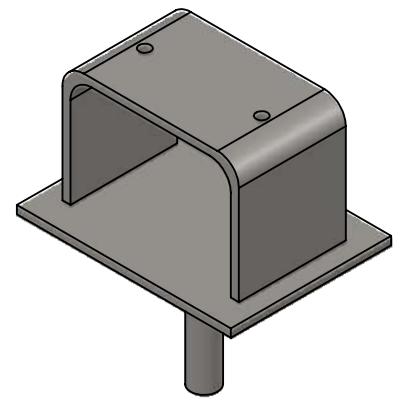
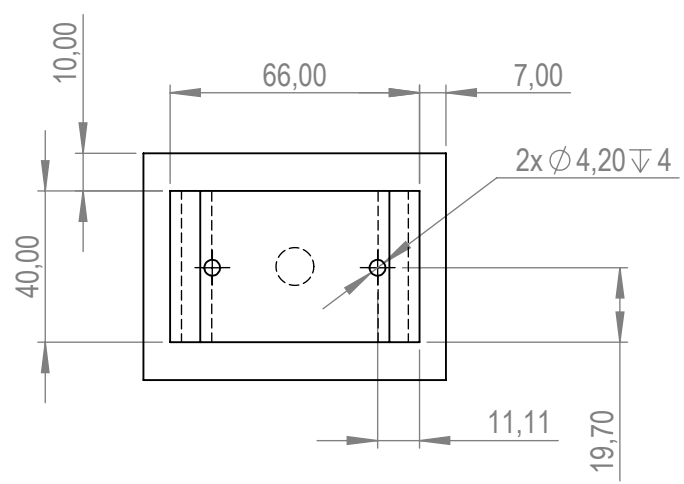
2

1

4 3 2 1

F
E
D
C
B
A

F
E
D
C
B
A



NOTA: Se debe adquirir un perno M10x1,5x80, retirar la cabeza hexagonal, recortarlo a las medidas del plano y soldarlo.



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS			ESCALA 1:2		
PARTE: SOPORTE_CELDA					
CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0007			TOLERANCIA: ± 1		
MATERIAL:	AISI 1008	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	11/11/2025	HOJA: A4 9/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	04/01/2026	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026	

FICA

CIME

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

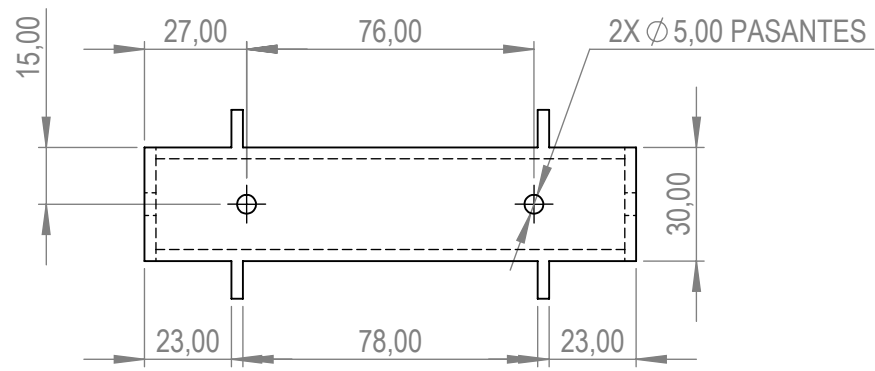
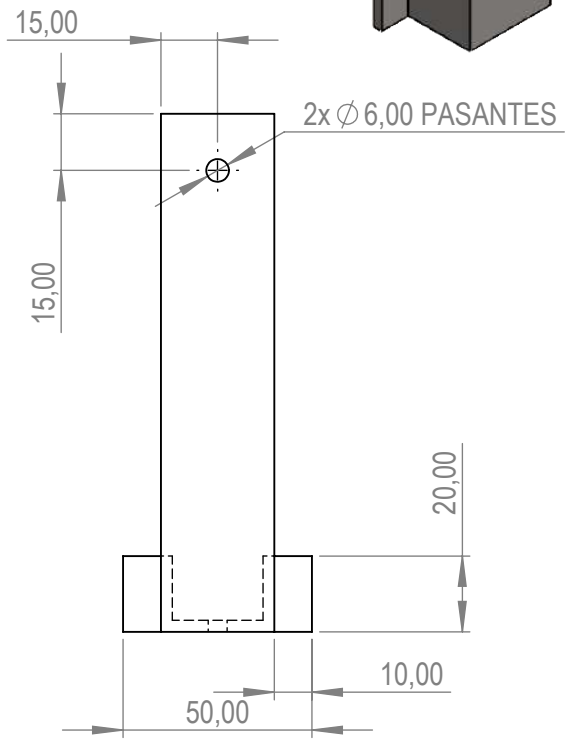
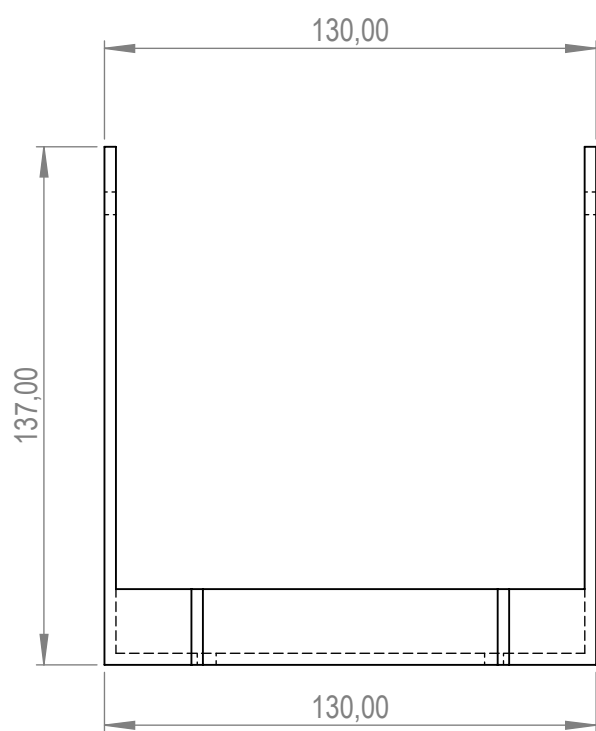
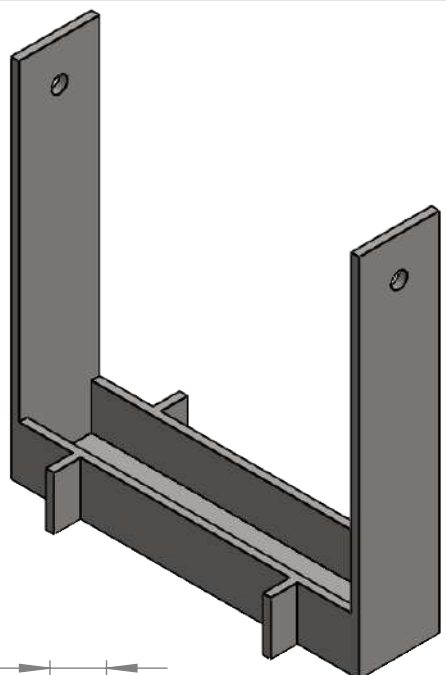
C

B

B

A

A

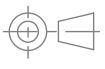


NOTA: Toda la pieza tiene un espesor de 3 mm



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:2



PARTE: MANCUERNA

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0008

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: AISI 1008

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S. 27/12/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S. 03/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C. 06/01/2026

10/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: OJEDA D. 09/01/2026

FICA

CIME

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

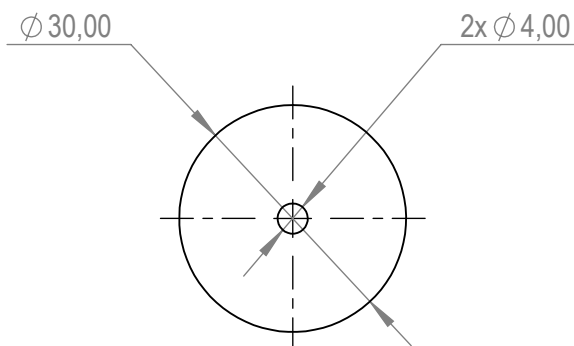
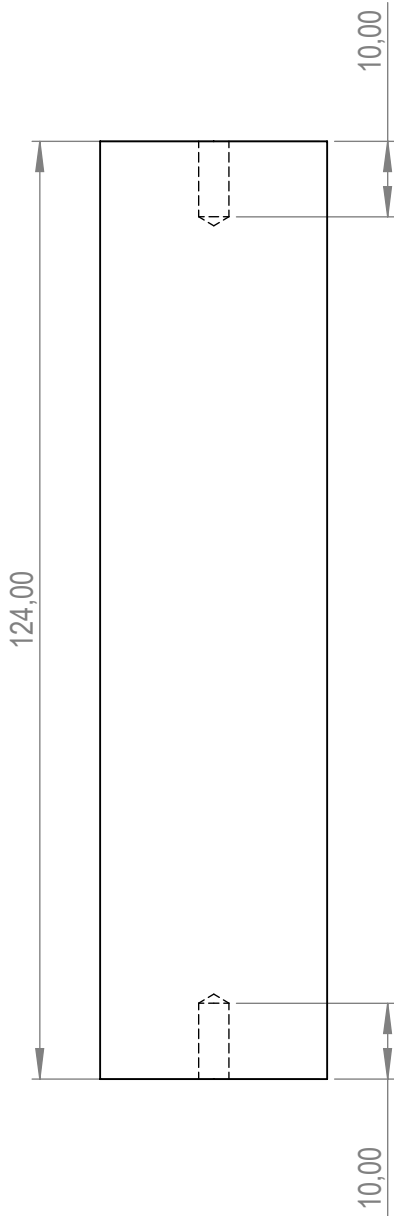
D

C

C

B

B



A

A



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:1



PARTE: SUJECIÓN

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0009

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: MADERA COPAL

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S. 27/12/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S. 03/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C. 06/01/2026

11/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: OJEDA D. 09/01/2026

FICA

CIME

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

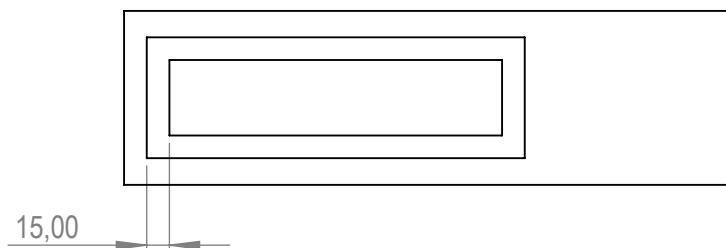
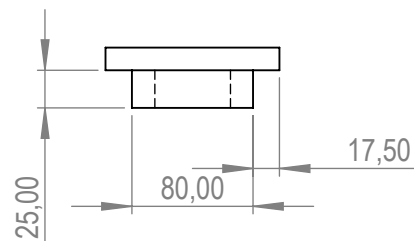
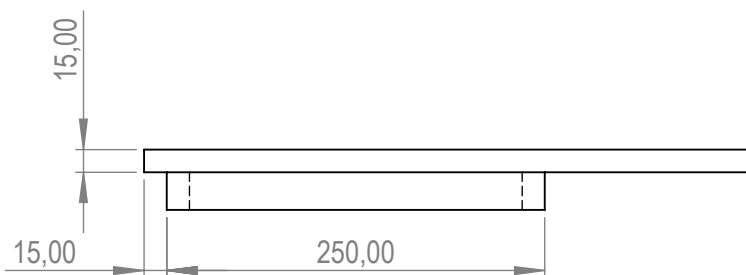
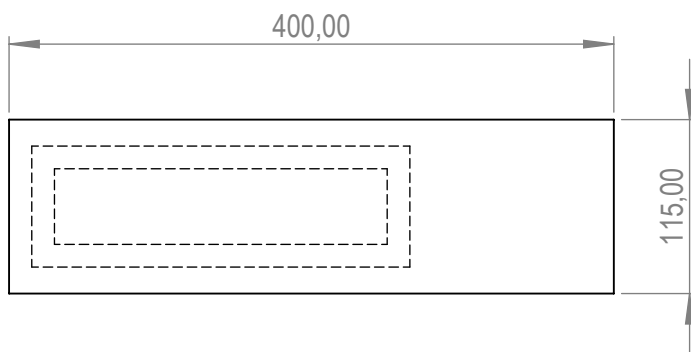
D

C

C

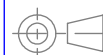
B

B



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:5



PARTE:TAPA_MADERA

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0010

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: MADERA COPAL

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S.

11/11/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S.

03/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C.

06/01/2026

12/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: OJEDA D.

09/01/2026

FICA

CIME

4

3

2

1

A

A

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

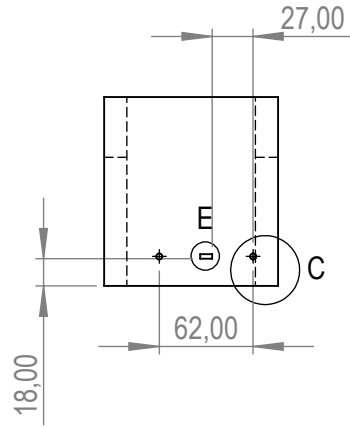
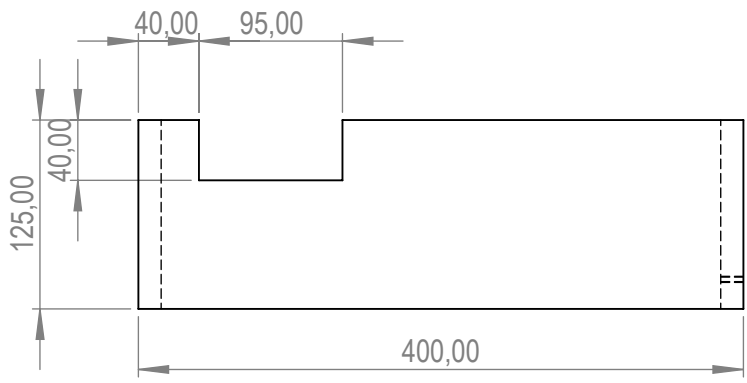
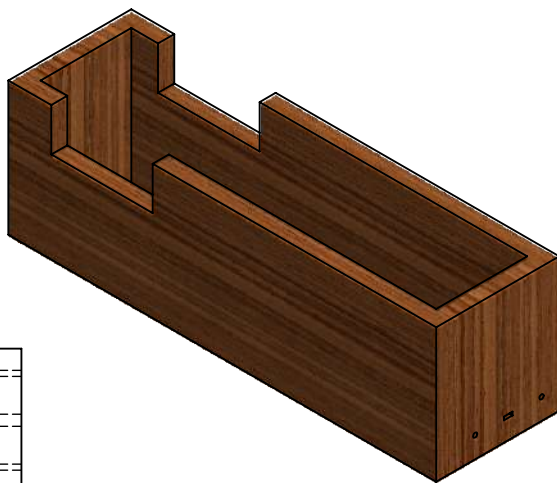
C

B

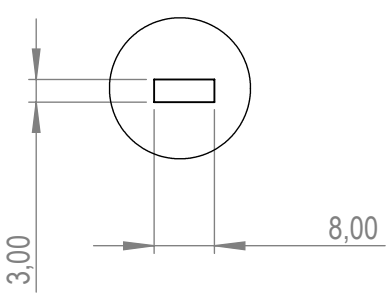
B

A

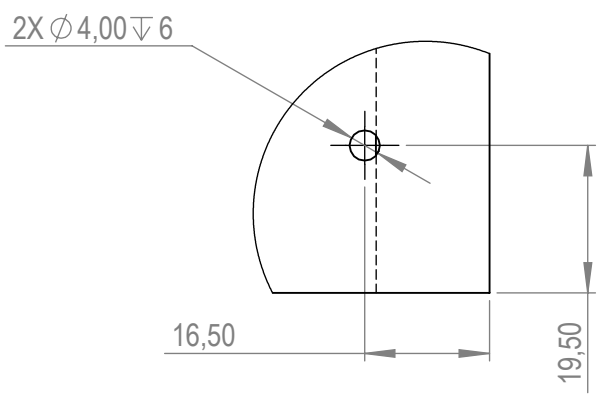
A



DETALLE E
ESCALA 1 : 1



DETALLE C
ESCALA 1 : 1

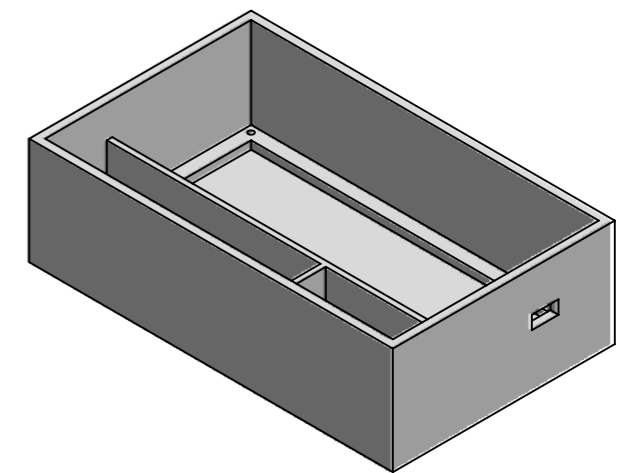
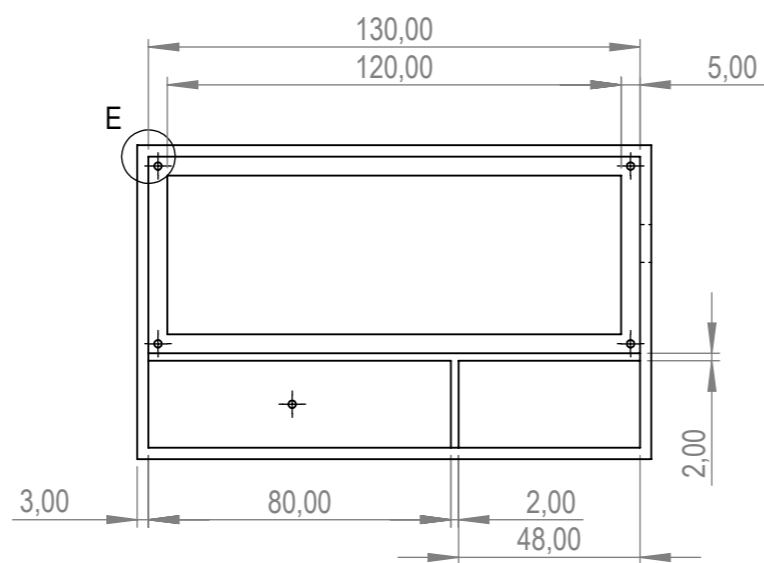
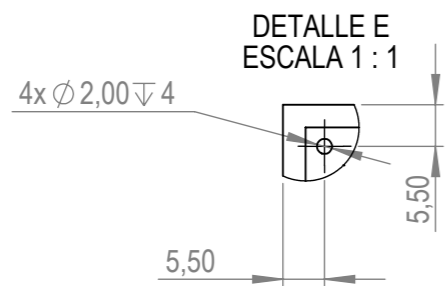


PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS				ESCALA	
PARTE: CARCASA_MADERA				1:5	
CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0011				TOLERANCIA: ± 1	
MATERIAL:	MADERA COPAL	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	11/11/2025	HOJA: A4 13/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	03/01/2026	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026	

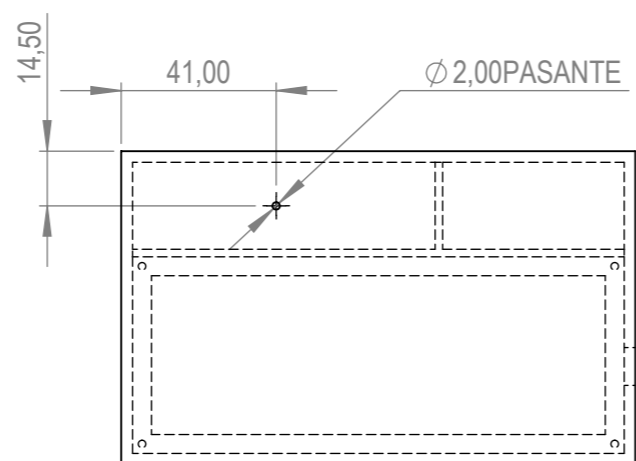
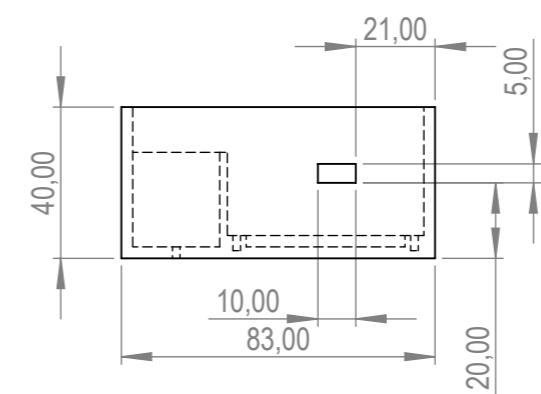
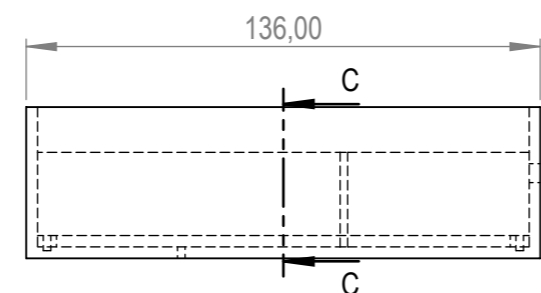
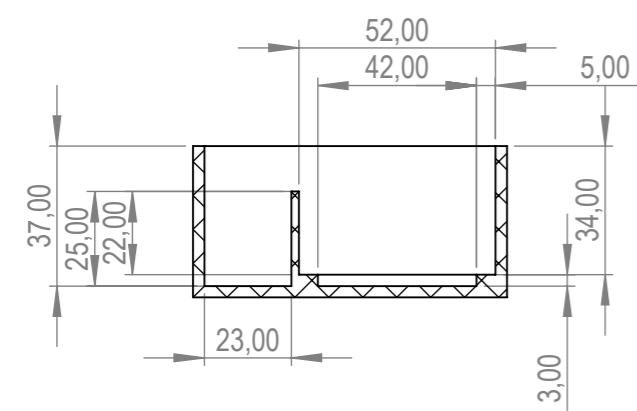
FICA

CIME

4 3 2 1

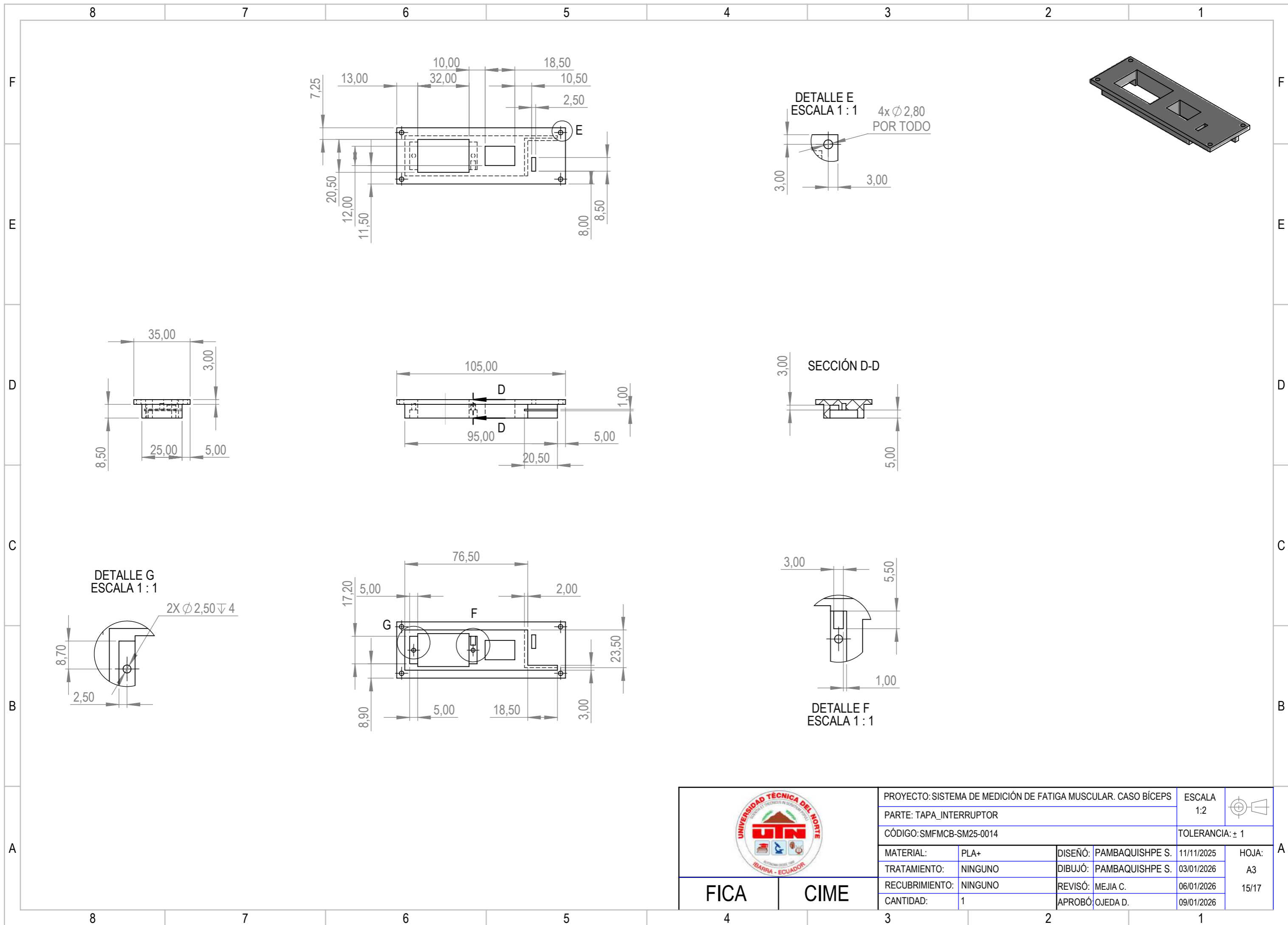


SECCIÓN C-C



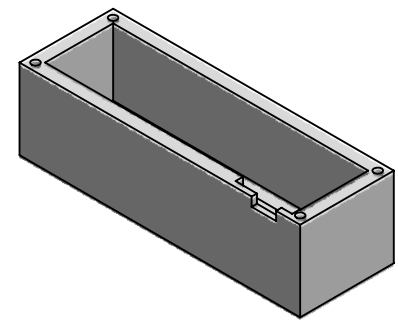
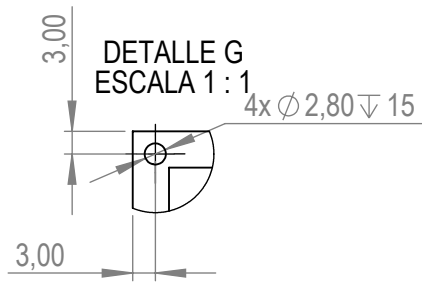
PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS				ESCALA 1:2	
PARTE: PORTA_CIRCUITOS				TOLERANCIA: ± 1	
CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0012					
MATERIAL:	PLA +	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	11/11/2025	HOJA: A3 14/17
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	03/01/2026	
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026	

FICA CIME

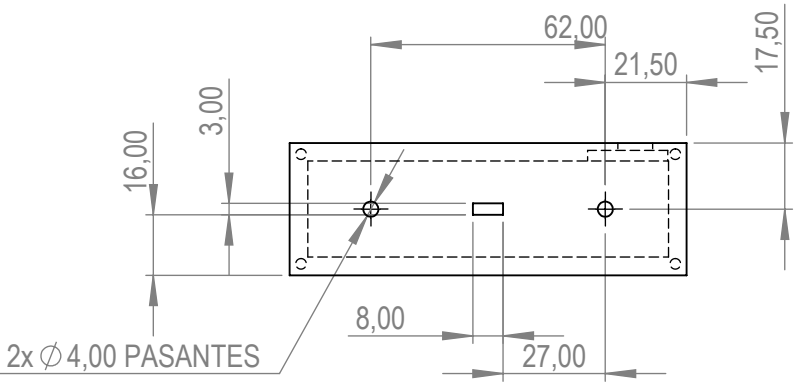
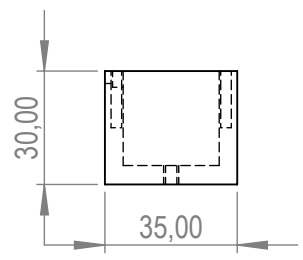
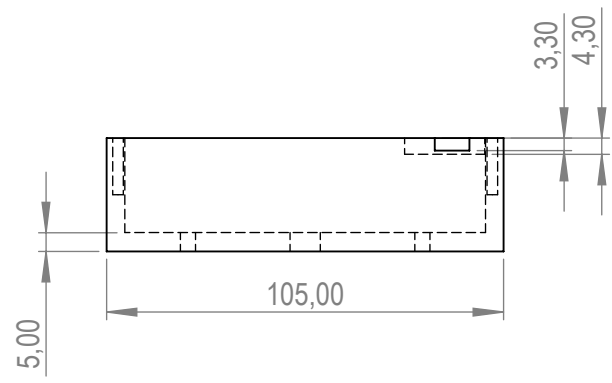
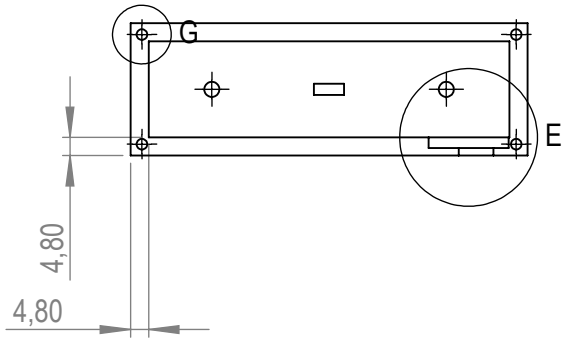
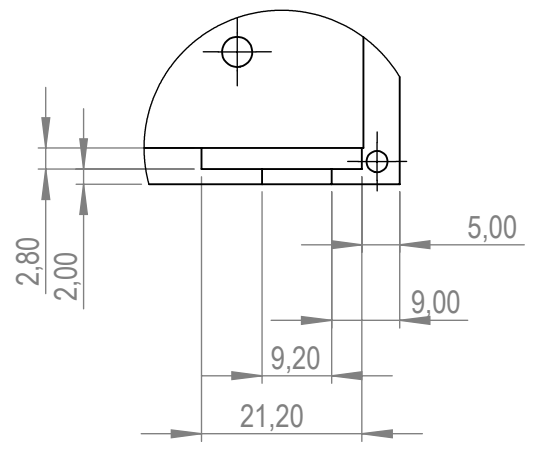


	PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS			ESCALA 1:2		
	PARTE: TAPA_INTERRUPTOR			TOLERANCIA: \pm 1		
	CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0014					
	MATERIAL:	PLA+	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	11/11/2025	HOJA:
	TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	03/01/2026	A3
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	15/17	
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026		

FICA CIME

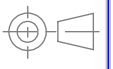


DETALLE E
ESCALA 1:1



PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS

ESCALA
1:2



PARTE: CARCASA_INTERRUPTOR

CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0015

TOLERANCIA: ± 1

MATERIAL: PLA+

DISEÑO: PAMBAQUISHPE S.

11/11/2025

HOJA:

TRATAMIENTO: NINGUNO

DIBUJÓ: PAMBAQUISHPE S.

03/01/2026

A4

RECUBRIMIENTO: NINGUNO

REVISÓ: MEJIA C.

06/01/2026

16/17

CANTIDAD: 1

APROBÓ: OJEDA D.

09/01/2026

FICA

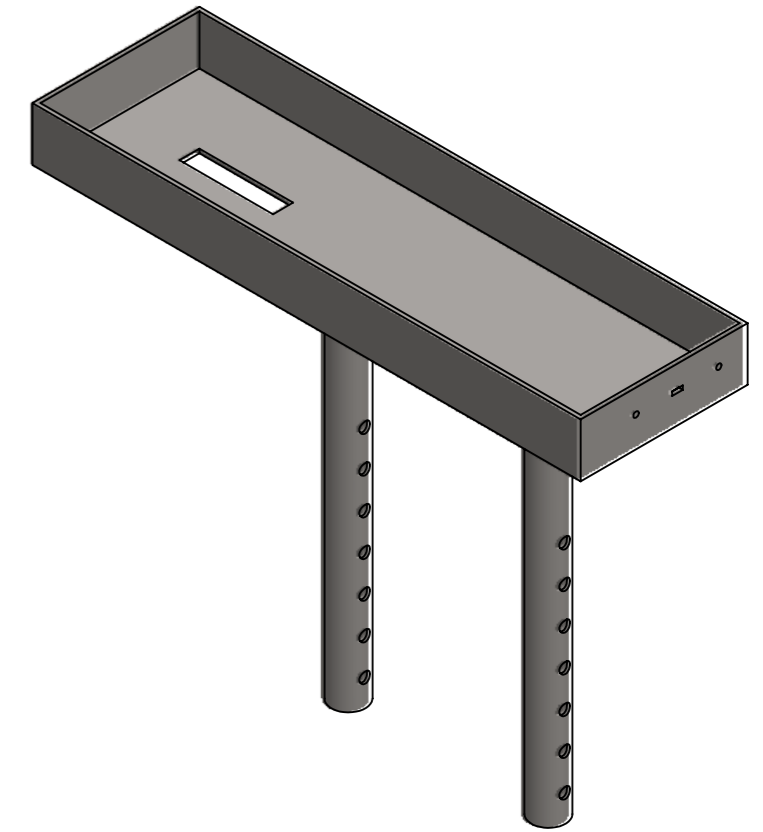
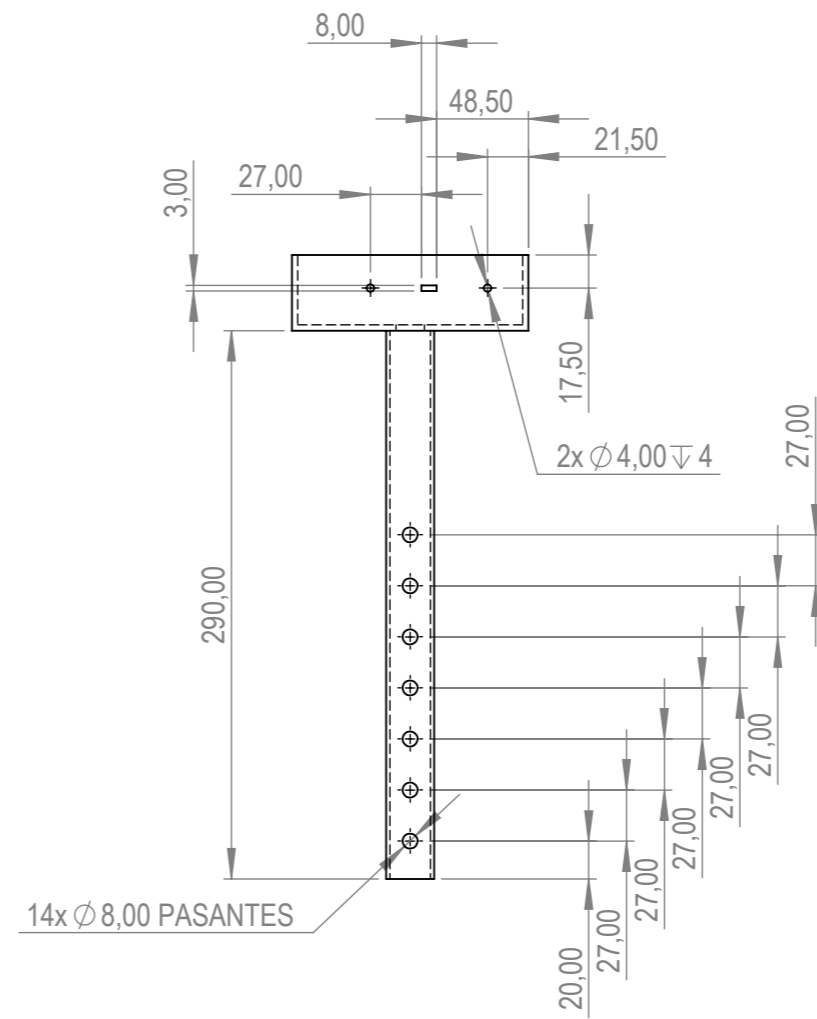
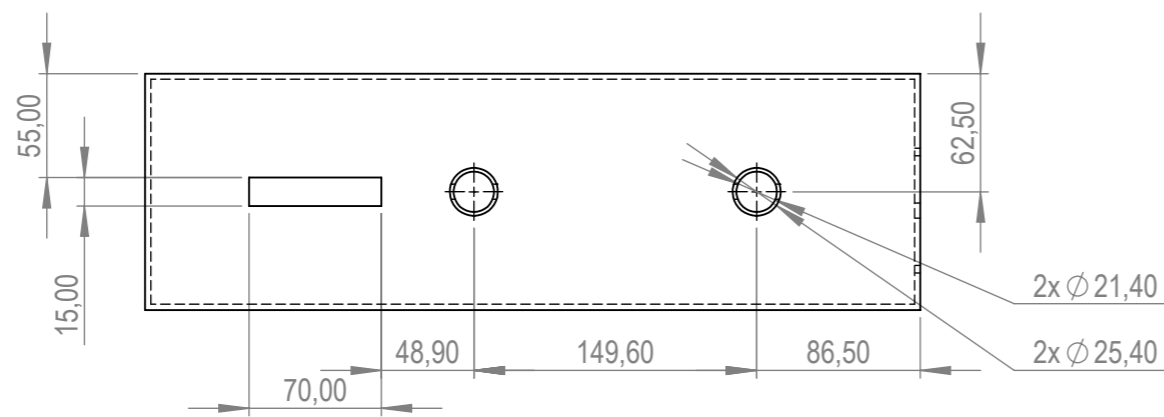
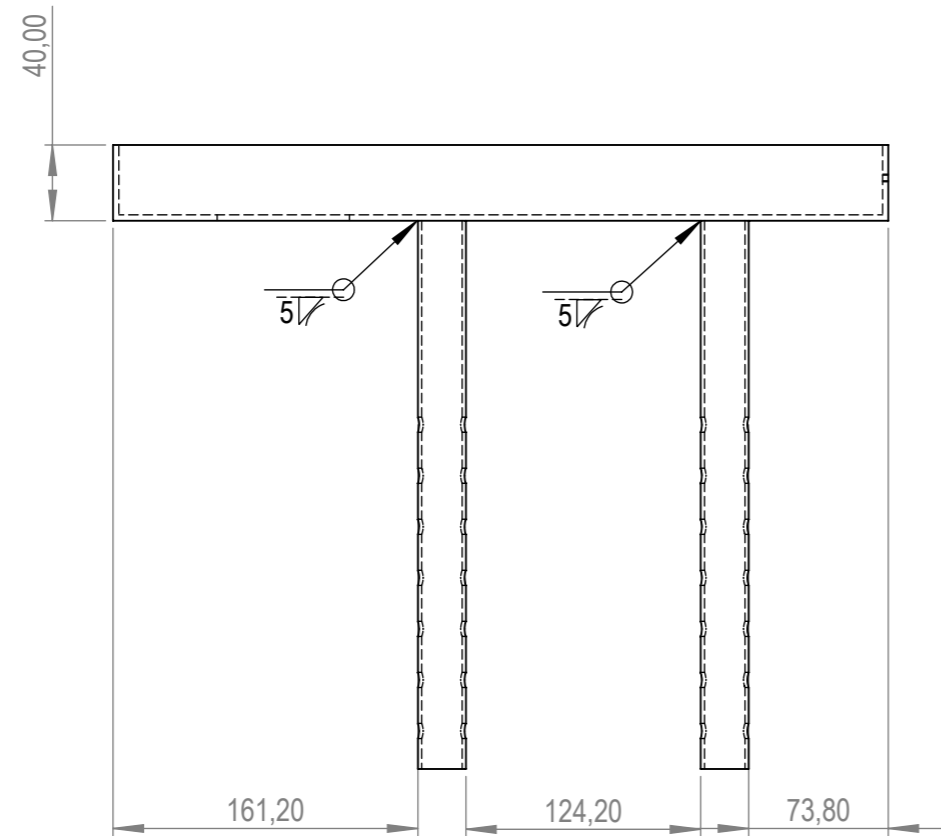
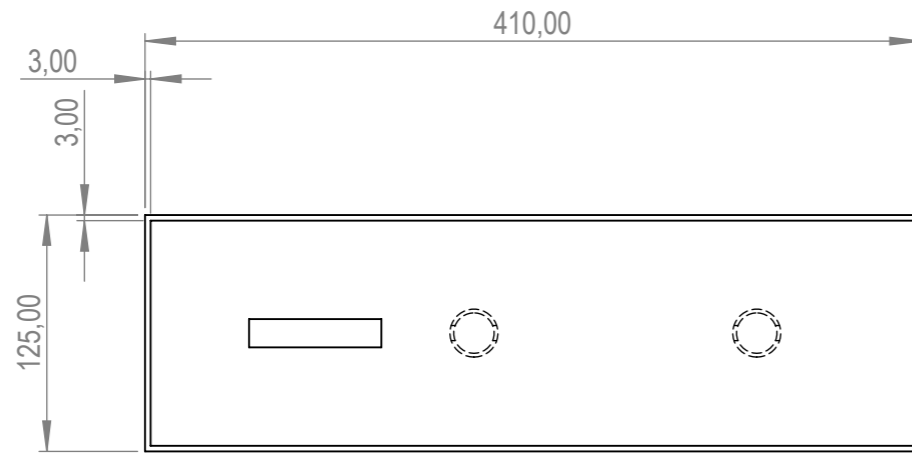
CIME

4

3

2

1



		PROYECTO: SISTEMA DE MEDICIÓN DE FATIGA MUSCULAR. CASO BÍCEPS		ESCALA	
		PARTE: SOPORTE_CODO		1:5	
		CÓDIGO: SMFMCB-SM25-0016		TOLERANCIA: ± 1	
MATERIAL:	AISI 1008	DISEÑO:	PAMBAQUISHPE S.	11/11/2025	HOJA:
TRATAMIENTO:	NINGUNO	DIBUJÓ:	PAMBAQUISHPE S.	04/01/2026	A3
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÓ:	MEJIA C.	06/01/2026	17/17
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	OJEDA D.	09/01/2026	

FICA CIME