

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



TEMA:

DISEÑO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE FUERZA PARA MIEMBRO SUPERIOR

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA.

AUTOR (A):

DAVID ANDRES QUINTO CARLOSAMA

DIRECTOR (A):

ING. LUZ MARÍA TOBAR SUBIA CONTENTO, MSC.

IBARRA, 2023



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

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:	0922921242		
APELLIDOS Y NOMBRES:	QUINTO CARLOSAMA DAVID ANDRES		
DIRECCIÓN:	JUANA ATABALIPA 5-76 Y TEODORO GOMEZ DE LA TORRE		
EMAIL:	daquintoc@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:		TELÉFONO MÓVIL:	0967774804

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISEÑO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE FUERZA PARA MIEMBRO SUPERIOR
AUTOR (ES):	DAVID ANDRES QUINTO CARLOSAMA
FECHA: DD/MM/AAAA	31/07/2023
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERIA EN MECATRÓNICA
ASESOR /DIRECTOR:	ING. LUZ MARIA TOBAR SUBIA CONTENTO MSC.

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 31 días del mes de julio de 2023.

EL AUTOR:

(Firma).....

Nombre: David Andres Quinto Carlosama



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

CERTIFICACIÓN

Magister Luz María Tobar Subía Contenido con cédula de identidad Nro. 1002444204, directora del presente trabajo de titulación certifica:

Que, el presente trabajo de titulación denominado: “**DISEÑO DE UN SISTEMA DE MEDICIÓN DE FUERZA PARA MIEMBRO SUPERIOR**”. Ha sido desarrollado por el Sr. David Andres Quinto Carlosama, con cédula de identidad 096777480-4, bajo mi supervisión.

Es todo en cuanto puedo certificar en mi honor a la verdad.



Ing. Luz María Tobar Subía MSc.
C.I. 1002444204

DIRECTORA

Ibarra, Julio de 2023

AGRADECIMIENTO

Estoy muy feliz y agradecido por haber culminado este trabajo. Quiero agradecer a todas las personas que me apoyaron y me ayudaron en este proceso. En primer lugar, a mi directora de tesis, que me guio con paciencia y sabiduría. A mis profesores, que me enseñaron los conocimientos y las habilidades necesarias para realizar este trabajo. A mi familia, que me dio su amor y su confianza. Y a Dios, que me dio la fuerza y la fe para seguir adelante. Esta tesis es el resultado de un esfuerzo colectivo y una ilusión personal. Espero que sea de utilidad para la comunidad académica y para la sociedad en general. Muchas gracias a todos.

David Quinto

DEDICATORIA

Este trabajo es el resultado de un largo y arduo camino que no hubiera podido recorrer sin el apoyo incondicional de mi familia y mis tutores.

Quiero dedicar este trabajo a mis padres, que siempre creyeron en mí, incluso cuando yo mismo me sentía derrotado y sin esperanzas. Ellos me dieron la fuerza y el ánimo para seguir adelante, para superar los obstáculos y las dificultades, para no rendirme nunca. A mis hermanos, que me acompañaron con su cariño y su comprensión, que me hicieron reír y disfrutar de la vida, que me enseñaron el valor de la solidaridad y la fraternidad. A mis tutores, que me guiaron con su sabiduría y su paciencia, que me ayudaron a desarrollar mis habilidades y mi potencial, que me brindaron su confianza y su apoyo. Incluso a mi mascota, quien me sirvió de compañía durante todo este tiempo, el cual me acompañó a ver como volvía a salir el sol mientras acababa este proyecto.

Gracias a todos ellos, hoy puedo presentar esta tesis con orgullo y satisfacción, con la certeza de haber cumplido una meta importante en mi formación académica y personal. Esta tesis es un homenaje a todos los que me ayudaron a llegar hasta aquí, a todos los que hicieron posible este sueño.

David Quinto

RESUMEN

La rehabilitación y evaluación de la fuerza muscular en pacientes con lesiones en el miembro superior es un tema de gran importancia en el ámbito de la salud y la medicina. Estas lesiones pueden afectar significativamente la funcionalidad y calidad de vida de los pacientes, por lo que contar con un sistema de medición preciso y efectivo se vuelve fundamental para su proceso de recuperación.

La presente tesis tiene como objetivo abordar esta problemática mediante el diseño y desarrollo de un sistema de medición de fuerza para el miembro superior, integrando diversos aspectos de la ingeniería mecatrónica. Este sistema busca proporcionar una herramienta que permita evaluar de manera precisa la fuerza muscular en pacientes con lesiones en el brazo, lo que facilitará su rehabilitación y seguimiento médico.

Para lo cual se presenta un dispositivo innovador, compuesto por un mecanismo mecánico, un sistema electrónico y una interfaz gráfica, que permita medir y visualizar en tiempo real la fuerza ejercida por el usuario. Para ello, se explora el marco teórico que sustenta el proyecto, considerando áreas multidisciplinarias como la biomecánica, la ergonomía, la robótica y la medicina deportiva. Estos campos de estudio y aplicación son cruciales para comprender la biomecánica del miembro superior, las características esenciales para la evaluación de la fuerza y las necesidades específicas que debe cumplir el proyecto.

El trabajo se enfoca en contribuir al campo de la medicina y la rehabilitación al proporcionar una solución innovadora y tecnológicamente avanzada para la evaluación de la fuerza muscular en el miembro superior. Se espera que los resultados obtenidos aporten conocimientos relevantes para la comunidad médica y científica, y que el sistema propuesto se convierta en una herramienta valiosa para mejorar la calidad de vida de los pacientes en rehabilitación y su proceso de recuperación.

ABSTRACT

The rehabilitation and evaluation of muscular strength in patients with upper limb injuries is a matter of great importance in the field of health and medicine. These injuries can significantly impact patients' functionality and quality of life, making the need for a precise and effective measurement system fundamental for their recovery process.

The aim of this thesis is to address this issue through the design and development of a strength measurement system for the upper limb, integrating various aspects of mechatronic engineering. This system seeks to provide a tool that allows for precise evaluation of muscular strength in patients with arm injuries, thus facilitating their rehabilitation and medical monitoring.

To achieve this, an innovative device is presented, comprising a mechanical mechanism, an electronic system, and a graphical interface that enables real-time measurement and visualization of the user's exerted force. The project is supported by an exploration of the theoretical framework, considering multidisciplinary areas such as biomechanics, ergonomics, robotics, and sports medicine. These fields of study and application are crucial for understanding upper limb biomechanics, essential characteristics for strength evaluation, and specific project requirements.

The work focuses on contributing to the fields of medicine and rehabilitation by providing an innovative and technologically advanced solution for the evaluation of muscular strength in the upper limb. It is expected that the results obtained will contribute valuable knowledge to the medical and scientific communities, and the proposed system will become a valuable tool in enhancing the quality of life and recovery process of rehabilitation patients.

CONTENIDO

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN	II
CERTIFICACIÓN	III
RESUMEN	VI
ABSTRACT	VII
ÍNDICE DE TABLAS	XI
ÍNDICE DE FIGURAS	XII
ÍNDICE DE ECUACIONES	XIII
INTRODUCCIÓN	XIV
Planteamiento del problema.....	XIV
Objetivos.....	XV
Alcance	XV
Justificación	XV
CAPÍTULO I	1
1. Marco Teórico	1
1.1. Estado del arte	1
1.2. Biomecánica del miembro superior.....	2
1.3. Movimientos que ejercen las extremidades superiores.....	3
1.4. Factores determinantes del rendimiento de la extremidad superior en el movimiento.....	6
1.5. Tipos de evaluación.....	9
CAPÍTULO II.....	10
2. Metodología.....	10
2.1. Tipo de Investigación.....	10
2.2. Requerimientos para el sistema de obtención de fuerza	12
2.2.1. Diseño modular.....	12

2.2.2.	Ergonomía	12
2.2.3.	Fiabilidad.....	13
2.3.	Materiales para el sistema mecánico.....	13
2.4.	Análisis mecánico	16
2.5.	Materiales para el sistema eléctrico	18
2.5.1.	Características de celda de carga resistiva.....	19
2.5.2.	Selección de sensor de fuerza.....	20
2.5.3.	Modulo Amplificador de instrumentación.	22
2.5.4.	Selección de microcontrolador.	24
CAPÍTULO III		26
3.	Construcción y resultados.....	26
3.1.	Especificaciones del sistema.	26
3.2.	Diseño del sistema mecánico.	27
3.2.1.	Componentes y análisis estático.	29
3.3.	Sistema electrónico.	41
3.4.	Diseño de placa PCB.....	42
3.5.	Programación	43
3.6.	Integración y ensamblaje de prototipo.	47
3.7.	Pruebas de funcionamiento	47
3.8.	Análisis de resultados.....	51
CAPÍTULO IV		54
4.	Conclusiones y recomendaciones.....	54
4.1.	Conclusiones	54
4.2.	Recomendaciones.....	54
REFERENCIAS		56

ANEXOS59

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Movilidad Activa del brazo.....	7
Tabla 2. Fuerza máxima del miembro superior en mujeres	8
Tabla 3. Aproximación de fuerza máxima de cada brazo	9
Tabla 4. Resistencia a tracción y compresión de la madera.	14
Tabla 5. Ponderación del tipo de madera.	14
Tabla 6. Ponderación del material en metal.	15
Tabla 7. Componentes electrónicos.....	18
Tabla 8. Ponderación de sensores de fuerza	20
Tabla 9. Ponderación del microcontrolador.	24
Tabla 10. Parámetros del diseño del sistema medidor de fuerza.....	26
Tabla 11. Numeración y número de partes del mecanismo.....	27
Tabla 12. Pruebas de medición de fuerza.	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1 Movimientos del miembro superior.	3
Fig. 2. (a) El musculo braquial, braquiorradial y ancóneo realizando la flexión del brazo, (b) Extensión del brazo	4
Fig. 3. (a) Posición de supinación, (b) posición de pronación	5
Fig. 4. Movimiento del hombro en sus tres ejes. (a) Eje transversa, (b) Eje anteroposterior, (c) Eje vertical.	5
Fig. 5 Ángulos generados por la extremidad superior	7
Fig. 6. Analogía Miembro – Palanca	16
Fig. 7. Diagrama de cuerpo libre	17
Fig. 8 Diagrama de bloques del funcionamiento del proyecto	26
Fig. 9 Vista Explosionada del mecanismo.....	28
Fig. 10 Estructura de soporte con elevación ajustable.....	29
Fig. 11 Análisis estático a) Tensión b)Desplazamiento c)Factor de seguridad.....	32
Fig. 12 Carcasa de soporte.....	33
Fig. 13 Análisis estático de la carcasa de soporte a) Tensión b)Desplazamiento c)Factor de seguridad.....	36
Fig. 14 Partes del sistema de sujeción y soporte de carga.....	38
Fig. 15 Análisis estático del mango de agarre a) tensión b)Desplazamiento c)Factor de seguridad.....	40
Fig. 16 Diagrama electrónico del sistema	41
Fig. 17 Diseño de baquelita en Proteus 8	42
Fig. 18 Diagrama de bloques sobre la programación del Módulo HX711	43
Fig. 19 Interfaz.	44
Fig. 20 Componentes de la interfaz	44
Fig. 21 Diagrama de flujos del GUI	46
Fig. 22 Prueba de funcionamiento con docente de la UTN	47
Fig. 23 Resultado de la fuerza en hombres.....	51
Fig. 24 Resultado de la fuerza en mujeres.....	52

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Cálculo de la reacción en el codo usando la analogía miembro-palanca.	17
Ecuación 2. Cálculo del momento en el codo usando la analogía miembro-palanca.....	17
Ecuación 3. Cálculo del momento en el codo generado por los músculos flexores utilizando la fuerza muscular y el brazo de momento.	18
Ecuación 4. Fórmula de escala para calibración del sensor de carga.	23
Ecuación 5. Resultado del cálculo de escala.	23

INTRODUCCIÓN

Planteamiento del problema.

Un sistema de medición que lee el nivel de fuerza que alcanza cada uno de los músculos del miembro superior tiene varias aplicaciones en la práctica clínica. Los datos son aprovechados por médicos y profesionales en el campo de la rehabilitación, los cuales hacen uso para evaluar el rendimiento físico de un individuo y así comprobar que tan efectivo resulta el tratamiento que se está aplicando al paciente [1].

Muchas de las evaluaciones realizadas por fisioterapeutas, consiste en pruebas que ofrecen datos cualitativos. Esto quiere decir que, el éxito de la rehabilitación está comprendida por las acciones y actitudes que muestran los pacientes en el momento de la rehabilitación, sin contar con un dato cuantificable que demuestre la funcionalidad del tratamiento.

Existen técnicas que permiten obtener datos contables sobre el paciente como la dinamometría, que propone tres técnicas para medir la fuerza de los músculos, en diferentes circunstancias [2].

No todas estas técnicas son propicias para ser aplicadas en los brazos y toda la zona que rodea a este, debido a que el traumatismo puede empeorar. Se debe tener en cuenta la condición en la que se encuentra el paciente y las posibles lesiones que sufriría, debido a que algunas técnicas no permiten la correcta medición de fuerza con ciertos instrumentos. A por ello, algunas lesiones no son tratadas de manera correcta y en algunos casos son ignoradas o menospreciadas, lo que deriva en una discapacidad temporal o definitiva [3].

Empresas como PHYSIOMED®, ofrecen tecnología para tratamientos de fisioterapia. En su catálogo presentan modelos comerciales, por ejemplo: CON-TREX. Este es un sistema isocinético multifuncional para la evaluación, terapia y entrenamiento de las principales articulaciones, la cual no solo evalúa la fuerza de los miembros superiores, sino que también se adapta para medir y diagnosticar diferentes partes del cuerpo. Su precio de adquisición es alto, solo sus accesorios rondan precios entre USD 2900.00 [4], en el extranjero. A esto debería sumarse el costo de importación, aduanización y el tiempo de envío.

El desarrollo de un sistema de medición de fuerza para el miembro superior permitiría optimizar el diagnóstico del paciente y asegurar que su calidad de vida no se vea afectada.

Objetivos

Objetivo General.

- Diseñar un sistema que mida la fuerza en músculos del miembro superior.

Objetivos Específicos

- Revisar la literatura relacionada con la fuerza muscular en miembros superiores.
- Definir las características principales para evaluación de la fuerza.
- Diseñar el sistema mecánico y electrónico del sistema de medición.
- Diseñar la interfaz para visualización de variables.
- Construir y probar el prototipo.

Alcance

El propósito de este trabajo es diseñar un sistema que obtenga datos de fuerza de los músculos principales del antebrazo utilizando materiales que soporten las cargas que genera el miembro superior.

El trabajo se centrará en los siguientes aspectos:

- Diseño de la estructura será adaptable al miembro superior
- Configurable para el movimiento dinámico.
- La adquisición y análisis de las señales del sensor.
- Diseño de la interfaz con criterios de usabilidad para visualización de datos.

Justificación

El continuo uso de los miembros superiores en nuestra vida rutinaria provoca que los músculos y articulaciones que trabajan en la región lleguen a lesionarse o desgastarse. Es así como existen estudios que buscan brindar mejores técnicas y equipamientos para proponer soluciones y diagnosticar estas dolencias.

Esta investigación busca ofrecer como solución, el desarrollo de un sistema para medir la fuerza muscular del paciente, que sea asequible y que ayude a mejorar el diagnóstico hacia un tratamiento de rehabilitación. Siendo este tema interesante para profesionales del

área de ortopedia, fisioterapeutas, ingenieros y otros especialistas del área de biomecánica [5]. Por eso, no solo resulta en el beneficio económico al contribuir en el incremento de los índices de integración laboral y estabilidad de empleo, sino que también aporta a brindar una mejora en la calidad de vida de los pacientes.

CAPÍTULO I

1. Marco Teórico

1.1. Estado del arte

En los últimos años se ha desarrollado tecnología en el ámbito médico y esta se ha ido extendiendo en diferentes áreas de la medicina. Una de estas áreas es la rehabilitación muscular donde llegan pacientes que han sufrido alguna clase de lesión. Los siguientes son herramientas y maquinas que se han creado con el fin de obtener la fuerza muscular de los pacientes y en su proceso los ayudan en su recuperación.

El dinamómetro es una de las herramientas que brinda datos que no son del todo exactos por la manera que se emplean, tomando variables de manera instintiva y poco precisa, pero que sin embargo ayudan al diagnóstico y evaluación del musculo que están tratando.

Existen maquinas actuales que sirven a este propósito, siendo más eficientes y precisas a la hora de emplearlas. Estas cuentan con varias configuraciones dependiendo de cómo se vayan a usar, como por ejemplo el dispositivo de investigación ARMin III, el cual admite que el paciente realice ejercicios específicos que ayudan en la rehabilitación a mejorar el rango de movimiento y su fuerza muscular [6].

WREX es un proyecto que, desde su creación, en 2004, ha estado en constante evolución. Este es un exoesqueleto que funciona con cilindros neumáticos con el objetivo de asistir a niños con lesiones en el brazo, obteniendo datos de fuerza muscular y brindando el apoyo necesario al momento de ejercer un movimiento. Cuenta con 4 grados de libertad y es ergonómico al momento de su uso, ya que cuenta con bandas ajustables [7].

En el año 2005, la universidad de Arizona (ASU), creo el exosqueleto RUPERT IV, siglas que significan Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy. Este dispositivo fue diseñado con el propósito de brindar ayuda en terapias del miembro superior, brindando un soporte en la supinación del brazo y la extensión de muñeca. Funciona con actuadores neumáticos que constan de 5 GDL. El diseño tiene una estructura realizada con grafito, lo que mejora su resistencia y disminuye el peso [8].

Otro avance en el campo de la rehabilitación asistida es la que ocurrió en la Escuela Superior Santa Ana de Pisa en Italia, donde se desarrolló un proyecto de exoesqueleto llamado PERCRO L-Exos. Fue creado para ayudar en la rehabilitación de extremidades

superiores con la ayuda de un entorno de realidad virtual. En su desarrollo se usaron motores DC y sensores de velocidad y posición [9].

Este último proyecto inspiró a otro más tarde, en el 2012. Este se desarrolló en la misma institución de Italia, es conocido como NEUROExos. Inspirado en el brazo morfológico del proyecto anterior, funciona con señales electromiografías conectadas a ciertos músculos, los cuales envían las señales, para a través de un actuador simular el movimiento muscular. Este proyecto a pesar de que emula un movimiento más intuitivo y natural, tiene la desventaja de que es necesario calibrarlo para cada paciente, algo que toma tiempo y que incluso el propio paciente no podría lograrlo sin ayuda [10].

Todos estos proyectos han sido desarrollados para mejorar la obtención de datos de los miembros superiores para ayudar a diagnosticar y tratar lesiones que comprometen al musculo. Se considera que, obtener datos de manera más fiable y precisa de la fuerza que genera el brazo, es un factor importante para ayudar a diagnosticar problemas y lesiones.

1.2. Biomecánica del miembro superior

Para el desarrollo de este proyecto es necesario entender el funcionamiento del miembro superior. Los miembros superiores están conformados por parte del esqueleto apendicular. El esqueleto apendicular hace referencia al sistema esquelético que admite el movimiento, siendo estos brazos y las piernas. Por esta razón el miembro superior está conformado por el hombro, el antebrazo, el brazo y finaliza en la mano [11].

Para el estudio de la biomecánica, es fundamental considerar el movimiento y la sinergia que se generan entre las extremidades. En la Figura 1 se presentan los principales movimientos que pueden surgir a partir de los miembros superiores.

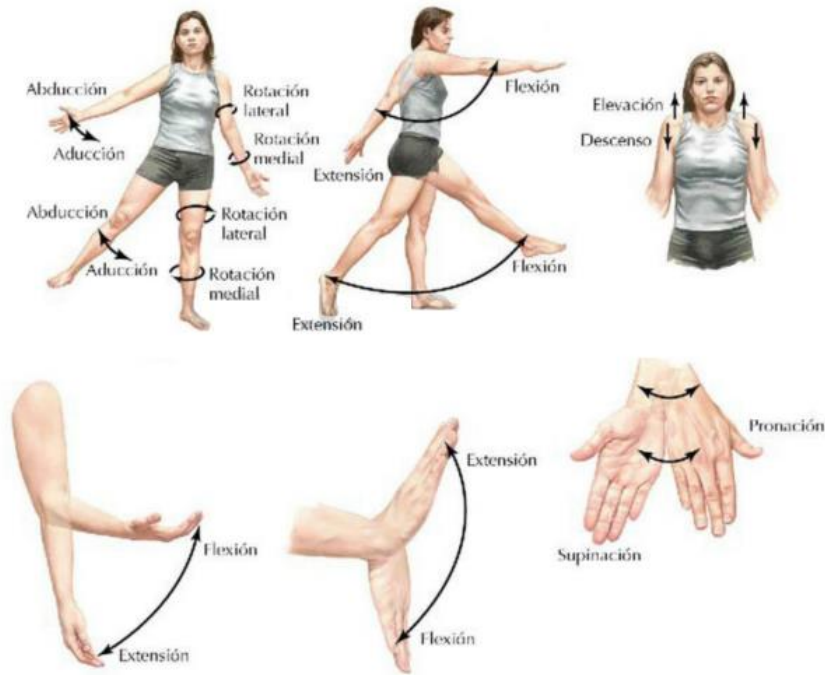


Fig. 1 Movimientos del miembro superior[11].

1.3. Movimientos que ejercen las extremidades superiores.

La extremidad superior presenta cinco tipos de movimientos: flexión-extensión, pronosupinación-supinación y tres rotaciones en el hombro [12]. Este análisis se lleva a cabo con el propósito de identificar los movimientos más adecuados para obtener mediciones de fuerza de manera precisa.

- **Flexión – extensión**

El grupo de músculos que posibilita el doblar el brazo y acercar la mano al hombro se llama músculos flexores del codo. Entre ellos se encuentran el músculo braquial, que es un flexor del codo, y el músculo braquiorradial, que también ayuda a girar la mano hacia arriba. El músculo bíceps braquial es el más importante de este grupo y cuando se contrae su parte larga, este colabora en la separación del hombro. Estos músculos trabajan mejor para doblar el codo cuando están en una posición ligeramente doblada, entre 80° y 90°.

Los músculos que facilitan el alargar el brazo y separar la mano del hombro se llaman extensores del codo. El más importante de ellos es el tríceps braquial, que tiene tres partes musculares que se unen en diferentes lugares del húmero y el omóplato. El tríceps braquial no siempre tiene la misma fuerza para extender el codo, depende de cómo esté el hombro. Por eso, también ayuda a los músculos que doblan el hombro cuando el codo está estirado [13]. La Figura 2 proporciona una representación más detallada de estos movimientos y los músculos que los componen.

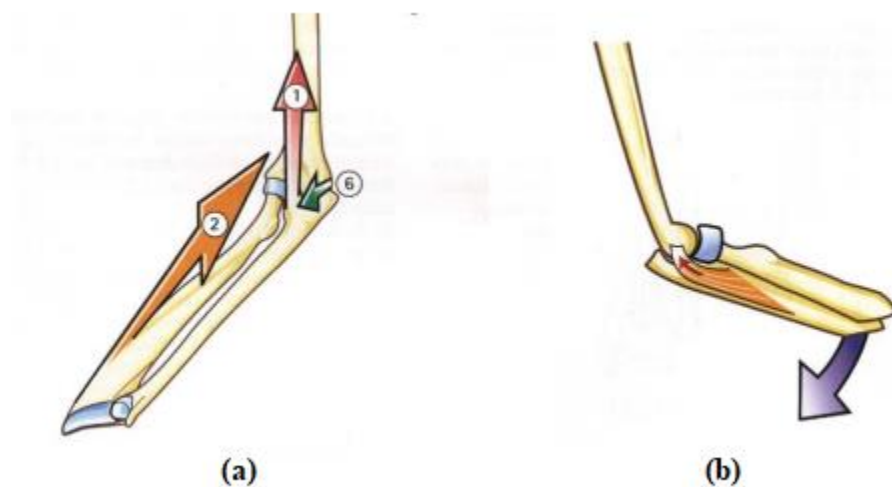


Fig. 2. (a) El músculo braquial, braquiorradial y ancóneo realizando la flexión del brazo, (b) Extensión del brazo [13].

- **Prono – supinación**

La pronosupinación es un movimiento de rotación del antebrazo que implica dos articulaciones. Estas articulaciones son la radio-cubital proximal, o codo, y la radio-cubital distal, o muñeca [13]. La Figura 3 ilustra cómo se efectúa este movimiento.

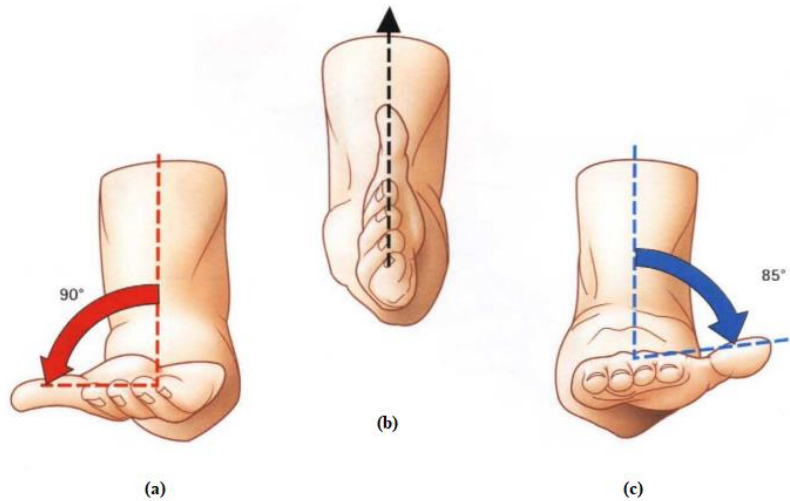


Fig. 3. (a) Posición de supinación, (b) posición de pronación [13].

- **Rotación del hombro**

El hombro presenta movimientos en el eje transversal, anteroposterior y vertical, lo que habilita al miembro superior moverse en los planos sagital, frontal y horizontal. Debido a su alta movilidad, el hombro es propenso a lesiones. Esta articulación se compone de tres huesos: la escápula, el húmero y la clavícula. Como se muestra en la Figura 4, las tres rotaciones que el hombro puede realizar contribuyen a que el brazo tenga un mayor alcance en el desempeño de la extremidad superior [13].

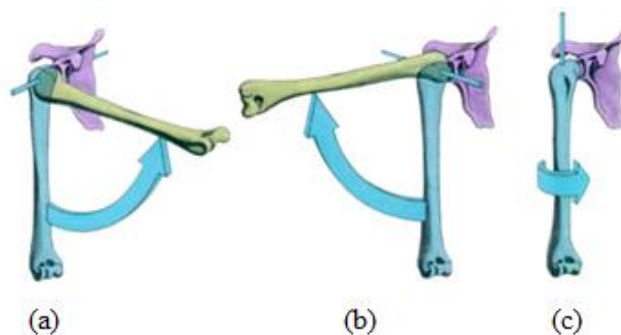


Fig. 4. Movimiento del hombro en sus tres ejes. (a) Eje transversa, (b) Eje anteroposterior, (c) Eje vertical [13].

1.4. Factores determinantes del rendimiento de la extremidad superior en el movimiento

- **Tiempo de ejecución**

La energía se consume cuando el brazo ejerce una fuerza constante o mayor de lo habitual, lo que provoca que el músculo se fatigue o agote con el paso del tiempo. Por esta razón, la duración o tiempo de ejecución de un movimiento sea específico o repetitivo, es un factor relevante para medir la fuerza, ya que el sujeto de prueba alcanzara un punto en que se cansará y disminuirá su fuerza inicial.

Estos datos pueden representar el desgaste producido al aplicar una fuerza en el tiempo transcurrido.

- **Masa muscular**

Se considera que la masa muscular es un factor que influye en la capacidad de generar fuerza. Esta característica, junto con la masa muscular, longitud y composición, determina las propiedades contráctiles de las fibras musculares, que son esenciales para realizar un trabajo muscular.

A partir de este concepto, se comprende que la resistencia y fatiga muscular dependen de la fuerza máxima que el músculo puede ejercer al activar un número determinado de unidades motoras en relación con la frecuencia de estimulación.

- **Ángulos de las extremidades superiores.**

El ángulo que forman los miembros superiores al realizar un movimiento tiene una gran importancia, ya que determina la magnitud de la fuerza que se ejerce en ese instante. La tabla 1 muestra los ángulos que corresponden a cada movimiento específico del brazo. Para comprender estos movimientos es necesario conocer las definiciones de flexión y extensión, que se refieren a la disminución o el aumento del ángulo entre dos huesos, respectivamente. También se deben considerar los conceptos de aducción y abducción, que son movimientos que se realizan hacia o desde la línea media del cuerpo. La figura 4 ilustra gráficamente los movimientos que se describen.

Tabla 1. Movilidad Activa del brazo [14].

Evaluación	Movimiento Muscular	Grados (°)
Elevación en dirección ventral/dorsal	Flexión	0° - 180°
	Extensión	0° - 60°
Movimiento lateral/hacia el cuerpo, abducción/aducción	Aducción	0° - 45°
	Abducción	0° - 180°
Flexión/extensión horizontal	Flexión	130°
	Extensión	(40-50)°
Rotaciones con el brazo pegado al cuerpo	Rotación externa	0° - (40-60)°
	Rotación interna	0° - 90°
Rotaciones con el brazo en aducción de 90°	Externa	70°
	Interna	70°

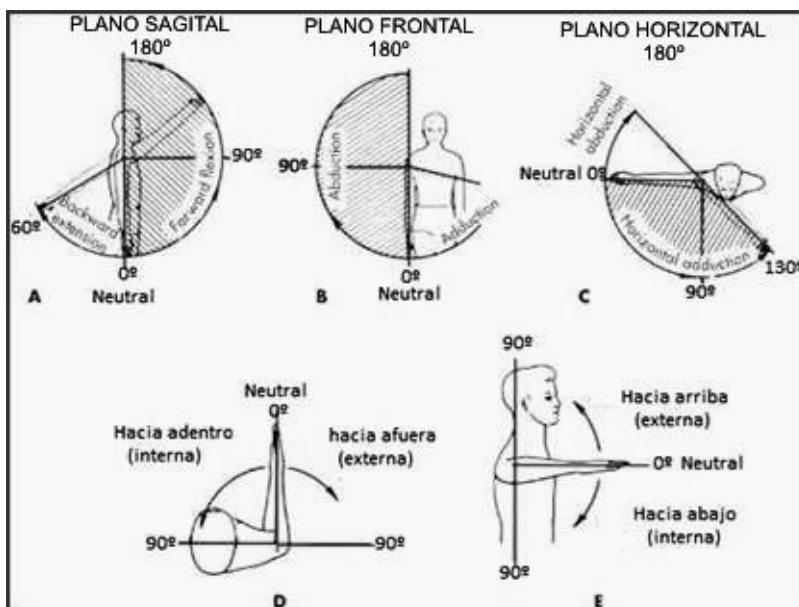


Fig. 5 Ángulos generados por la extremidad superior [14].

- **Fuerza máxima de la extremidad superior.**

La máxima fuerza muscular es la fuerza más alta que puede ejercer un músculo o conjunto de músculos durante una contracción voluntaria y máxima. Es la expresión máxima de la capacidad del sistema neuromuscular para generar fuerza en un movimiento determinado. Se mide mediante pruebas de fuerza que registran el nivel más alto de resistencia que el individuo puede vencer con éxito.

Diego-Mas propone tres formas distintas de estimar la máxima fuerza que se puede ejercer. Por razones a el proyecto se eligen los datos obtenidos de la opción 3, ya que es la más precisa y adecuada para casos particulares de usuarios que son trabajadores. Cabe destacar que esta opción es la más difícil por razón que se necesitan conocimientos más profundos de matemáticas y estadística, lo que hace que los resultados sean más confiables. Los datos que se presentan corresponden a mujeres de entre 20 y 30 años que se toman como grupo de referencia [15] .

Con esta información se obtienen los valores de fuerza máxima isométrica en flexión y extensión, dando lugar a la tabla 2. En promedio cuando una persona normal realiza un movimiento de flexión, este ejerce una fuerza isométrica máxima de 56 N. Mientras en extensión una persona normal puede ejercer una fuerza isométrica máxima promedio de 88 N.

Tabla 2. Fuerza máxima del miembro superior en mujeres

<i>Tipo de movimiento en la extremidad superior</i>	<i>Fuerza isométrica máxima (N)</i>
<i>Flexión</i>	56
<i>Extensión</i>	88

Según el estudio realizado para determinar la relación entre la resistencia muscular en flexiones de brazos y la repetición máxima en press banca plano, expone en sus resultados que 15 hombres levantaron una fuerza promedio de 59.33 Kg y 7 mujeres 22.86 Kg. Se toma en cuenta que esto resultados fueron obtenidos al ejecutar una repetición con la mayor cantidad de peso posible, hasta llegar al fallo muscular del individuo [16].

Se analizan estos resultados para concluir que cada brazo debió ejercer un aproximado de la mitad de la fuerza que se registra. Al usar estos valores, podemos obtener los resultados de la tabla 3.

Tabla 3. Aproximación de fuerza máxima de cada brazo

<i>Sexo</i>	<i>Fuerza (kgf)</i>
<i>Hombre</i>	29,66
<i>Mujer</i>	11,43

Con este análisis se puede llegar a un estimado de fuerza máxima para mujeres puede llegar a estimarse entre 8.9 y 11.43 kgf, mientras en hombres puede rondar los valores de 29.66 kgf.

1.5. Tipos de evaluación

Para medir la fuerza, es importante saber qué tipo de evaluación se pueden aplicar. Se destacan las siguientes [17]:

- La evaluación isométrica: se explica cómo las contracciones musculares en las cuales la longitud del músculo permanece constante. No hay movimiento y no se realiza ningún trabajo físico. Es relativamente rápida y fácil de llevar a cabo.
- La evaluación isotónica: se refiere a las contracciones en las cuales se levanta un objeto de masa fija en contra de la gravedad. La repetición máxima es la medición más común de la fuerza isotónica y representa la cantidad máxima de peso que se puede levantar en una sola repetición.
- Evaluación isocinética: Se refiere a las contracciones en las cuales la velocidad del movimiento es constante y controlada por un dispositivo externo. El dispositivo isocinético aplica una resistencia igual y opuesta a la fuerza ejercida por el músculo, lo que facilita que este se contraiga a su máxima capacidad durante todo el recorrido del movimiento. Midiendo la fuerza muscular en diferentes velocidades y ángulos articulares.

CAPÍTULO II

2. Metodología

2.1. Tipo de Investigación

El proyecto se enmarca en el tipo de investigación experimental, donde se emplean diversos procesos y estrategias dentro del campo de la ingeniería para desarrollar el dispositivo de manera óptima y en consonancia con el objetivo principal del estudio.

En este trabajo, el propósito es determinar la fuerza generada en los músculos responsables de la flexión, lo que implica llevar a cabo las siguientes fases para alcanzar dicho objetivo.

Etapa 1: Revisión bibliográfica

En esta etapa, se analizan los aspectos anatómicos y biomecánicos que caracterizan al miembro superior, incluidos sus tipos de movimientos y los ángulos asociados a ellos.

- Actividad 1: Estudio de diferentes dispositivos utilizados para medir fuerza en miembros inferiores.
- Actividad 2: Investigación sobre la fisiología y anatomía del miembro superior.

Etapa 2: Diseño mecánico

En esta fase, se definen las características y restricciones de la estructura mecánica del dispositivo de medición de fuerza para miembros inferiores, realizando un análisis de cargas y esfuerzos junto con sus respectivas limitaciones.

- Actividad 1: Formulación de las especificaciones del dispositivo y sus restricciones.
- Actividad 2: Generación de alternativas de solución.
- Actividad 3: Selección de la alternativa más adecuada basada en criterios y restricciones establecidas.
- Actividad 4: Elección de elementos mecánicos comerciales.

Etapa 3: Sistema electrónico

En esta fase, se procede al diseño del circuito eléctrico, así como el análisis de los sensores y controladores necesarios.

- Actividad 1: Formulación de criterios, especificaciones y restricciones para el sistema electrónico, seguido de la generación de posibles alternativas de solución.
- Actividad 2: Desarrollo de una solución basada en las alternativas planteadas.
- Actividad 3: Creación del flujograma para la programación de los sensores y microcontroladores.
- Actividad 4: Selección de sensores y controladores disponibles en el mercado.
- Actividad 5: Diseño del circuito electrónico.

Etapa 4: Integración de componentes

En esta etapa, se lleva a cabo la unión de todos los elementos mecánicos y electrónicos para ensamblar el dispositivo.

- Actividad 1: Adquisición de los materiales mecánicos y electrónicos necesarios para la fabricación del dispositivo.
- Actividad 2: Construcción de la estructura mecánica.
- Actividad 3: Integración de los elementos electrónicos en la estructura mecánica.

Etapa 5: Pruebas de funcionamiento

En esta fase, se realizan pruebas para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo.

- Actividad 1: Ejecución de pruebas de funcionamiento siguiendo un protocolo establecido.

2.2. Requerimientos para el sistema de obtención de fuerza

2.2.1. Diseño modular

El sistema debe contar con un diseño de fácil trasportación, armado y que sea reconfigurable, dependiendo de las necesidades que el operador requiera. Esto con el fin de que las características y configuraciones de la máquina puedan ser mejoradas respecto a optimización de estructura y funcionalidad.

2.2.2. Ergonomía

La máquina deberá cumplir con las normas técnicas internacionales ISO de ergonomía, con el fin de que los operadores o sujetos que usen el dispositivo se sientan cómodos y seguros al momento de usar la máquina y evitar cualquier riesgo de lesiones o accidentes.

En este caso se considera aplicar la norma ISO 11228-3, conocida por el llamado riesgo por sobrecarga biomecánica de las extremidades superiores. Esta norma es usada para evitar TEM (Trastorno musculo esquelético), trastorno que se ocasiona al emplear un esfuerzo de manera repetitiva. Esto por razón que el concepto de la maquina diseñada va a evaluar la fuerza de los miembros superiores al ejercer cierta fuerza sobre la maquina un numero repetido de veces [18]. Para cumplir esta norma se debe evaluar a través de 3 pasos.

- Primer Paso: Se debe identificar si existe algún factor de riesgo
- Segundo Paso: Antes de pasar a un método más complejo de evaluación, se recomienda realizar un método más sencillo y factible como el método de evaluación cheklist.
- Tercer Paso: Si se estima que existe algún factor de riesgo en caso de existir más de una tarea repetitiva, se procede a hacer realizar una revisión más detallada. La norma sugiere usar OCRA como método de evaluación.

En todo caso esta norma estipulas que el esfuerzo que se va a aplicar sobre una carga no debe sobrepasar los 30 minutos consecutivos sin pausa para garantizar que el sujeto que realice la prueba se lesione.

2.2.3. *Fiabilidad*

La máquina debe proveer datos confiables y precisos para asegurar una operación segura y efectiva del sistema. La confiabilidad de los datos implica que la información suministrada sea exacta y consistente bajo distintas situaciones y condiciones. Para lograr esto, es clave que la máquina esté bien calibrada y que se cumplan estrictos procedimientos de mantenimiento y verificación. Asimismo, se deben establecer mecanismos de control de calidad a lo largo del proceso para identificar posibles fallos o desvíos en la entrega de datos. La confiabilidad de los datos es vital en varias aplicaciones, como en sistemas de control industrial, seguimiento de equipos médicos, procesos de producción y toma de decisiones basadas en información precisa. La integridad y confiabilidad de los datos son pilares fundamentales para el buen funcionamiento y éxito de cualquier sistema automatizado o dependiente de información generada por la máquina.

2.3. *Materiales para el sistema mecánico.*

Los materiales que se implementen son importantes para el éxito del proyecto, ya que este se someterá a fuerzas que podrían dañar la maquina si no se escogen de manera correcta. La estructura va a estar compuesta por dos materiales. Para la estructura fija, se piensa en aluminio o acero, porque son metales fáciles de trabajar y que aguantan cargas elevadas. Se contempla el uso de madera para la cubierta o carcasa del proyecto.

La estructura tiene que resistir una fuerza entre 9 a 30 kgf, así que el material tiene que ser sólido y firme. La madera es una opción válida, porque tiene propiedades como adaptabilidad, dureza y facilidad de uso para proyectos de este tipo. La madera presenta distintos valores de resistencia a la compresión y tracción según la dirección de las fibras. En la tabla 4, se muestra la comparación de estos valores cuando la fuerza se aplica de forma paralela o perpendicular [19].

Tabla 4. Resistencia a tracción y compresión de la madera [19].

	Tipo de Fuerza	Tensión
Tensión permisible en la dirección paralela	Compresión	11 N/mm ²
	Tracción	9 N/mm ²
Tensión permisible en la dirección perpendicular	Compresión	2,5 N/mm ²
	Tracción	0,05 N/mm ²

La madera es un material que posee una estructura capaz de resistir cargas externas, con la ventaja de que tiene un peso bajo y moderado. Para seleccionar el material adecuado para cada estructura, se debe evaluar las opciones disponibles y asegurar que el material elegido pueda soportar la fuerza que se ejerce sobre él en sus distintas zonas. Los pesos relativos van de la siguiente manera:

- Clase resistente: 0,3
- Resistencia al agua: 0,2
- Módulo de elasticidad: 0,4
- Costo: 0,1.

Tabla 5. Ponderación del tipo de madera.

<i>Madera</i>	<i>Clase Resistente</i>	<i>Resistencia al Agua</i>	<i>Módulo de Elasticidad</i>	<i>Costo</i>	<i>Ponderación</i>
<i>Nogal</i>	C27	Baja	11,5 kN/mm ²	Alto	0,7
<i>Teca</i>	C30	Alta	12 kN/mm ²	Alto	0,9
<i>Cedro</i>	C27	Media	11,5 kN/mm ²	Alto	0,7
<i>Pino</i>	C30	Baja durabilidad	12 kN/mm ²	Bajo	0,8
<i>Copal</i>	C18	Alta	9 kN/mm ²	Bajo	1

El resultado de la ponderación se refleja en la tabla 5, donde el copal destaca por su alta puntuación en la clase resistente (C18), lo que indica que tiene una capacidad adecuada para resistir cargas. De igual manera, presenta una elevada resistencia al agua, lo que implica que es menos propenso a sufrir deterioros por la humedad o el contacto con el agua que otras maderas. Aunque el copal tiene un módulo de elasticidad de 9 kN/mm^2 , inferior al de algunas de las otras maderas, esto no supone una desventaja. Un módulo de elasticidad menor señala una mayor deformación elástica, lo que puede ser ventajoso para nuestra aplicación, ya que requiere cierta flexibilidad o amortiguación ante cargas variables o impactos.

Y, por último, al evaluar el costo, el copal obtiene una calificación baja en la tabla 5, lo que significa que es una opción económica en comparación con otras maderas.

Ahora con respecto a la parte diseñada en metal, se han propuesto los siguientes dos materiales, la aleación aluminio 7075 y el acero inoxidable AISI 304. Para este caso se va a puntuar con el siguiente peso relativo:

- Densidad: 0,1
- Dureza Brinell:0,3
- Resistencia a la tracción: 0,4
- Módulo de elasticidad: 0,2

Tabla 6. Ponderación del material en metal.

<i>Propiedad</i>	<i>Acero Inoxidable AISI 304</i>	<i>Aleación Aluminio 7075</i>
<i>Densidad</i>	7,300 Kg/m ³	2,800 Kg/m ³
<i>Dureza Brinell</i>	160 - 190 HBW	130 - 140 HBW
<i>Resistencia a la tracción</i>	460 - 1100 MPa	480 - 530 MPa
<i>Módulo de elasticidad</i>	190,000 - 210,000 MPa	72,000 MPa
<i>Puntuación Ponderada</i>	0.9	1

El aluminio 7075 T6 es el ganador debido las propiedades analizadas. La densidad del aluminio es de $2,800 \text{ Kg/m}^3$ lo que lo vuelve más ligera en comparación con el Acero

Inoxidable AISI 304, lo que podría ser beneficioso en aplicaciones que requieren materiales livianos. Además, aunque el Acero Inoxidable AISI 304 tiene un módulo de elasticidad más alto, la Aleación de Aluminio 7075 presenta una combinación favorable de propiedades que le posibilita obtener una puntuación ponderada más alta en la comparación. En la tabla 6 se verifica que ambos cumplan con los requerimientos, pero se decidió por la aleación de aluminio por ser más resistente.

2.4. Análisis mecánico

Este análisis mecánico se basa en probar que es posible obtener la fuerza que genera el miembro superior haciendo uso de las fórmulas de equilibrio al provocar un brazo de palanca.

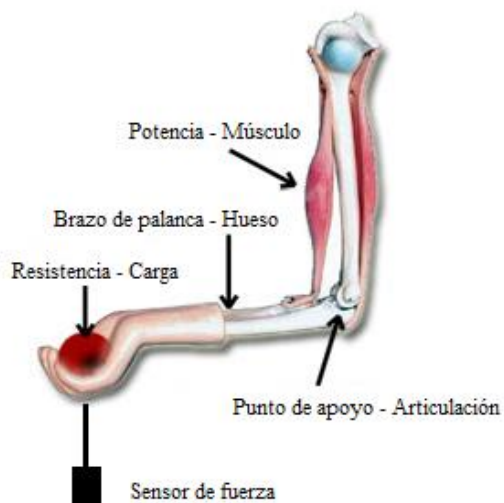


Fig. 6. Analogía Miembro – Palanca[15].

En la figura 7 se observa como las fuerzas actúan en el brazo, donde la celda de carga es el elemento que soporta la carga, mientras que el hueso forma un brazo de palanca impulsado por el músculo y con un punto de apoyo en la articulación del codo. Al existir dos fuerzas contrarias, se produce una deformación en la celda de carga, que modifica la impedancia. Esta señal se procesa y se utiliza para el análisis. Esto facilita medir la fuerza del miembro superior cuando exista tracción.

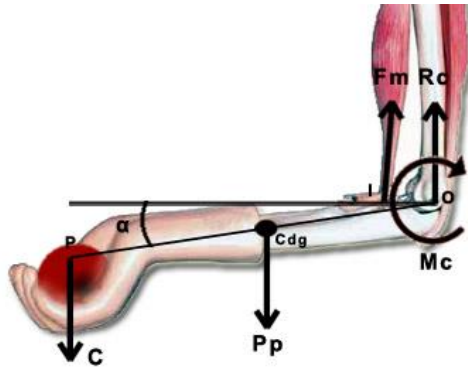


Fig. 7. Diagrama de cuerpo libre [20].

En la figura 8 se muestra un diagrama de cuerpo libre que representa todas las fuerzas involucradas en la acción realizada. Al analizar detalladamente este diagrama, es posible obtener los cálculos matemáticos necesarios para determinar la fuerza total ejercida por el miembro superior. Dado que el codo actúa como una articulación de apoyo, debe soportar tanto el peso de la carga que el usuario lleva en la mano (C) como el peso del antebrazo y la mano (Pp). Al aplicar las leyes de equilibrio, se obtienen las ecuaciones 1 y 2, considerando que el sistema se encuentra en equilibrio estático [20].

Ecuación 1. Cálculo de la reacción en el codo usando la analogía miembro-palanca.

$$Rc = C + Pp$$

Ecuación 2. Cálculo del momento en el codo usando la analogía miembro-palanca.

$$Mc = C * \overline{OP} * \cos(\alpha) + Pp * \overline{OCdg} * \cos(\alpha)$$

Mc representa el momento generado en el codo, resultado de la colaboración de los músculos bíceps, braquiorradial y músculo braquial para resistir la reacción de la carga C . Al contraerse, estos músculos flexores generan una fuerza Fm en el tendón que se une con el hueso radio. Esta fuerza es la que contribuye al momento en Mc , tal como se expresa en la ecuación 3.

Ecuación 3. Cálculo del momento en el codo generado por los músculos flexores utilizando la fuerza muscular y el brazo de momento.

$$Mc = Fm * \overline{IO} * \cos(\alpha)$$

La distancia \overline{IO} , representa la intersección del músculo con el hueso del antebrazo. Se estima que se ubica a 5 cm del codo cuando el brazo se encuentra en un ángulo de 90° con respecto a este último [20].

Este análisis puede describir el funcionamiento del codo como un punto de apoyo que soporta la carga del objeto, el antebrazo y la mano. Los músculos bíceps, braquiorradial y braquial producen una fuerza que contrarresta la reacción de la carga en el codo, generando un momento específico (Mc) en esta articulación. Para medir la fuerza que actúa en el codo y calcular el momento Mc , se utiliza el sensor de carga que proporciona datos precisos en tiempo real. Esto posibilita realizar análisis biomecánicos más exactos y comprender mejor el desempeño y las exigencias del miembro superior durante la actividad de sostener objetos.

2.5. Materiales para el sistema eléctrico

Es necesario la creación de un sistema eléctrico, que alimente todos los elementos que componen los circuitos, ya que estos se van a encargar del tratamiento y presentación de datos, además de controlar el funcionamiento del proyecto. En la tabla 7, se encuentran los componentes que compondrán el desarrollo del circuito.

Tabla 7. Componentes electrónicos.

Elementos	Resumen
Sensor de carga	Funciona para medir tensión y compresión en sistemas de prueba y monitoreo. Dependiendo de las especificaciones, son capaces de soportar cargas pesadas.
Módulo amplificador de instrumentación	Diseñado específicamente para trabajar con celdas de carga o sensores de fuerza. Su función principal es amplificar y digitalizar la pequeña señal analógica generada por la celda de carga, convirtiéndola en una señal digital que puede ser

procesada por un microcontrolador o un sistema de adquisición de datos.

Microcontrolador	Funciona como un computador para leer y evaluar los datos que recibe y así mismo, enviar resultados a una interfaz de salida. Consta de 14 pines, 8 entradas analógicas, velocidad de reloj de 16Mhz, conexión Mini-USB, terminales para conexión ICSP y un botón de reseteo.
Pantalla LCD	Sirve para mostrar información alfanumérica de manera clara y legible. Es una interfaz visual que otorga a los usuarios ver datos importantes o mensajes relevantes en tiempo real.
Puerto de salida	Es el puerto de salida a través del cual los resultados generados por el sistema o dispositivo se transmiten o entregan al usuario o a otros componentes del sistema.

2.5.1. Características de celda de carga resistiva.

Estas celdas son conocidas por ser transductores de fuerzas que brindan valores de la resistencia eléctrica al producirse una deformación sobre la superficie de la celda. Esta consta de 4 galgas extensiométricas montadas en un puente de Wheatstone. Dichas galgas están adheridas a la superficie que va a ser sometida a la deformación mecánica, para que de esta manera reacciones simultáneamente con la zona afectada [21]. Esta configuración ayuda que la celda genere una señal en mili voltios muy sensible a los cambio de deformación, provocando que los valores sean precisos y estables [22]. Este dispositivo cumple con las siguientes características:

- Capacidad: Cada celda de carga cumple con una carga máxima y mínima dependiendo de las necesidades del operador. En caso de no respetar este límite, la celda sufre errores considerables en la medición. Además, la estructura se puede deformar en relación a su estructura original.
- Condiciones ambientales: Las celdas de carga operan en diversos tipos de ambiente con diversos tipos de temperatura, pero para garantizar la funcionalidad es importante

revisar los certificados de seguridad que ofrece, para garantizar que la celda funcione correctamente y por más tiempo.

- Forma y diseño: Existen varios tipos de diseños de celdas de carga, es por esta razón que se debe considerar el tipo de aplicación que se va a diseñar para es coger el tipo de celda de carga óptimo para este.

2.5.2. Selección de sensor de fuerza.

En la tabla 8, se presentan los sensores de fuerza considerados para el proyecto, centrándose en sus características antes mencionadas. Para seleccionar el sensor más adecuado, se han evaluado varios criterios, cada uno con una ponderación que refleja su importancia relativa para el proyecto.

Para la ponderación, se asignó un mayor peso al cumplimiento de la capacidad necesaria para soportar una carga máxima de 9,2 kgf. La precisión y las características adicionales también se consideraron, pero en menor medida que la capacidad de carga.

- Capacidad (N): 0,40
- Precisión: 0,20
- Características: 0,30
- Peso Neto: 0,10

Tabla 8. Ponderación de sensores de fuerza

Modelo Sensor	Capacidad (kgf.)	Precisión	Características	Peso Neto (lbs.)	Ponderación
SF-500 Force Gauge Digital Force Gauge Push and Pull Tester	50	±1%	Pantalla gráfica iluminada, funda de transporte, accesorios	-	0,6

Nextech DFS500 Digital Force Gauge	50	0,2% de FS	Carcasa de metal, pantalla gráfica iluminada, accesorios y certificado de calibración	-	0,6
HF-200 Digital Push Pull Gauge Force Gauge HF-200N	20	±0,5%	Diversas unidades de medición, batería o cargador	-	0,4
Beslands HF-500N Digital Force Gauge	50	Alta precisión	Almacenamiento y salida de datos, diversas unidades de medición, batería	-	0,4
FM-204-100K Digital Force Gauge Push Pull Gauge Tester	±100	±0,5%FS ±1Digit	Pantalla LCD de 2 dígitos invertidos, apagado automático y manual	-	0,5
FM-207-200K Digital Force Gauge Push Pull Gauge Tester	±200	±0,2%FS ±1Digit	Medición de valor máximo y memoria de datos	-	0,6
WH-B Series Portable Electronic Scale	50	+10 gr	Pantalla LCD retro iluminada, apagado automático, cambio de unidades de medidas, función "tare"	-	1

Es así como la puntuación total para el WH-B Series Portable Electronic Scale (Sensor desmontado) es de 1, lo que lo convierte en el sensor más adecuado para el proyecto debido a su capacidad para soportar la carga requerida y las características adicionales que facilitan su uso en diferentes situaciones.

Con estos resultados, el sensor seleccionado para el proyecto es el WH-B Series Portable Electronic Scale. Esta balanza portátil ofrece una capacidad de carga de 50 kg / 110 lb, una precisión de 10 gramos, que indica que la balanza es capaz de medir y mostrar el peso con un nivel de detalle de hasta 10 gramos además de diversas funciones adicionales, como la pantalla LCD retro iluminada, la función "tare" y el cambio de unidades de medida. Estas características la hacen una excelente opción para medir la fuerza en esta aplicación específica.

Con este análisis ponderado, se identifica que WH-B Series Portable Electronic Scale es el sensor más adecuado para el proyecto debido a su capacidad de carga suficiente, precisión aceptable y las características adicionales que facilitan su uso en diferentes situaciones.

2.5.3. Modulo Amplificador de instrumentación.

El módulo amplificador de instrumentación es un dispositivo diseñado para amplificar y acondicionar señales débiles provenientes de sensores o transductores. Sus funciones principales son:

- **Amplificación de señal:** El módulo amplifica la señal de entrada procedente del sensor para aumentar su amplitud. Esto es crucial cuando la señal del sensor es débil o tiene un rango de voltaje pequeño, ya que se necesita amplificarla para que pueda ser procesada de manera adecuada por el sistema.
- **Rechazo de ruido e interferencias:** Los módulos amplificadores de instrumentación suelen incluir circuitos que filtran o rechazan el ruido y las interferencias electromagnéticas presentes en la señal, asegurando así una medida más precisa y limpia.
- **Ganancia ajustable:** Estos módulos de amplificación de instrumentación facilitan ajustar el rango de medición deseado. Esto brinda flexibilidad para adaptar el módulo a diferentes aplicaciones.
- **Acondicionamiento de la señal:** Además de amplificar la señal, estos módulos pueden acondicionarla para asegurar que se encuentre dentro de los límites de voltaje adecuados para su procesamiento. También puede adaptarla a una escala específica para una lectura más sencilla y comprensible.
- **Conversión analógica a digital (ADC):** En algunos casos, el módulo amplificador de instrumentación puede estar integrado con un convertidor analógico a digital (ADC), lo que facilita la conversión de la señal amplificada en una forma digital que puede ser procesada por un microcontrolador o sistema digital.

Estos módulos son comúnmente utilizados en una amplia variedad de aplicaciones, desde sistemas de medición y control hasta proyectos de automatización y robótica. En el caso específico de este proyecto, el modelo HX-711 es esencial debido a su diseño específico para trabajar con celdas de carga. El HX711, como módulo amplificador de instrumentación, desempeña varias funciones cruciales para lograr una medición precisa de la fuerza. Este dispositivo recibe y envía la señal acondicionada proveniente de la celda de carga. La señal es recibida por el Arduino Nano, donde se procesa. El HX711 convierte la señal analógica en un código binario cuyo valor está directamente relacionado con la tensión de salida amplificada del sensor de carga.

Para obtener una medición precisa de peso o fuerza, es necesario calibrar el sistema. La calibración implica establecer una relación entre el valor digital proporcionado por el HX711 y una magnitud física cuyo valor sea conocido. Para lograr esto, se aplican pesos conocidos al sensor de carga y se registran los valores digitales correspondientes. A partir de estos datos, se puede realizar una interpolación o ajuste para obtener una fórmula o ecuación que relacione el valor digital con la magnitud física deseada [23]. La conversión o escala ocurre usando la ecuación 4.

Ecuación 4. Fórmula de escala para calibración del sensor de carga.

$$Escala = \frac{Valor\ lectura\ real}{Peso\ real}.$$

Donde el valor de la lectura real va a ser dividido para el peso real que se está aplicando en la celda de carga. Este proceso se realiza al principio para obtener el factor de conversión y con este factor el microcontrolador obtiene el peso real. Para obtener un valor de escala, es necesario ejecutar el código del anexo 1. Al ejecutar dicho código se recibirá un valor de lectura con el que se va a evaluar haciendo uso de la ecuación 5.

Ecuación 5. Resultado del cálculo de escala.

$$Escala = \frac{506019,0476}{9} = 56224,3386222.$$

Para tener una precisión aceptable para calibrar el sensor de carga, es necesario usar como peso real, un peso que se aproxime a la fuerza límite que va a medir el sensor de carga.

Se usan discos de pesos determinados para obtener una un peso de 9 Kg, el cual va a servir como referencia. Una vez obtenido y haciendo uso correcto de las librerías en arduino, solo se debe definir el factor de conversión para recibir los datos correctos del sensor.

El microcontrolador arduino va a ser el responsable de convertir y transformar los datos que van a ser enviados al display. La LCD se usará para indicar los datos en tiempo real mientras, por otro lado, se enviará esa información al computador o laptop que hará uso de software para poder trabajar el dato de la fuerza según la conveniencia del programador ya sea demostrando los resultados mediante gráficos o tablas que servirán para ayudar al usuario a entender la información obtenida.

2.5.4. Selección de microcontrolador.

Para la selección es necesario hacer una tabla pondera con las opciones disponibles. En este caso se considera el uso de Arduino Nano, Arduino Uno y Raspberry pi 3. En la tabla 9 se puede visualizar los resultados de la ponderación, donde se comparan cada uno de las características y funciones. Estas características cuentan con el siguiente peso relativo:

- Potencia de cálculo: 0,1
- Capacidad de E/S: 0,3
- Conectividad: 0,1
- Consumo de energía: 0,1
- Tamaño: 0,4

Tabla 9. Ponderación del microcontrolador [24-26].

<i>Aspecto</i>	<i>Arduino Nano</i>	<i>Arduino Uno</i>	<i>Raspberry Pi 3</i>
<i>Potencia de cálculo</i>	20 MIPS	16 MIPS	1,2 GHz
<i>Capacidad de E/S</i>	22 pines	20 pines	40 pines
<i>Conectividad</i>	USB, I2C	USB, UART	HDMI, USB, GPIO
<i>Consumo de energía</i>	19 mA	40 mA	800 mA
<i>Tamaño</i>	18 x 45 mm	53 x 68,6 mm	85,6 x 56,5 mm
<i>Ponderación</i>	1	0,6	0,6

El mejor microcontrolador para este proyecto es Arduino Nano, que destaca por su potencia, eficiencia y tamaño. Su capacidad de cálculo es de 20 MIPS, superior a la del Arduino Uno (16 MIPS) y suficiente para muchas aplicaciones. A diferencia del Raspberry Pi 3, que tiene 1,2 GHz, pero es una computadora, el Arduino Nano es un microcontrolador diseñado para electrónica específica. Su tamaño de 18 x 45 mm es el más reducido de los tres y no compromete su funcionalidad. Por lo tanto, el Arduino Nano es la elección óptima.

CAPÍTULO III

3. Construcción y resultados

3.1. Especificaciones del sistema.

El sistema que se propone en este proyecto tiene como objetivo medir la fuerza de la carga aplicada en flexión sobre una superficie. Para ello, se utiliza una carcasa desmontable equipada con sensores de carga que envían los datos a una interfaz de visualización y programación. El sistema permite ajustar la altura máxima del módulo hasta 1.5 metro y realizar el mantenimiento de los sensores de forma sencilla. El sistema se puede programar tanto en la interfaz como en el dispositivo, utilizando los lenguajes Matlab y C++ para reproducir los resultados que se obtengan. En la tabla 10, se presentan los parámetros a considerar.

Tabla 10. Parámetros del diseño del sistema medidor de fuerza.

Parámetros	Descripción
Fuerza máxima de la carga	30 kgf
Altura máxima	1,5 metro
Mantenimiento	Desmontable
Sensores	De carga
Visualización de datos	En la interfaz y en el dispositivo
Programación	Matlab, C++

Las características que se toman en cuenta sirven con el fin de armar un sistema fiable al momento de obtener los valores de fuerza cuando el miembro superior ejerza fuerza.

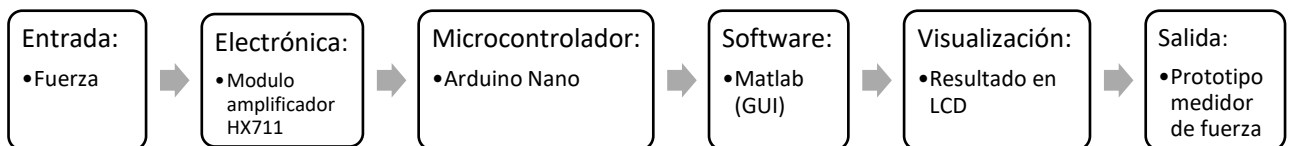


Fig. 8 Diagrama de bloques del funcionamiento del proyecto

3.2. Diseño del sistema mecánico.

La estructura cuenta con las partes listadas en la tabla 11 de piezas con su respectiva numeración, las cuales se pueden visualizar en la figura 10 para distinguir las partes que la componen:

Tabla 11. Numeración y número de partes del mecanismo.

<i>Piezas</i>	<i>Numeración</i>	<i># de piezas</i>
<i>Base Fija</i>	1	1
<i>Base móvil</i>	2	1
<i>Paneles laterales</i>	3	2
<i>Panel frontal</i>	4	1
<i>Panel trasero</i>	5	1
<i>Cubierta de acceso</i>	6	1
<i>Mango de agarre</i>	7	1
<i>Soportes de fijación</i>	8	2
<i>Sensor de carga</i>	9	1

Este diseño esta creado para soportar la fuerza máxima promedio de 30 kgf, el cual cuenta con un regulador de altura.

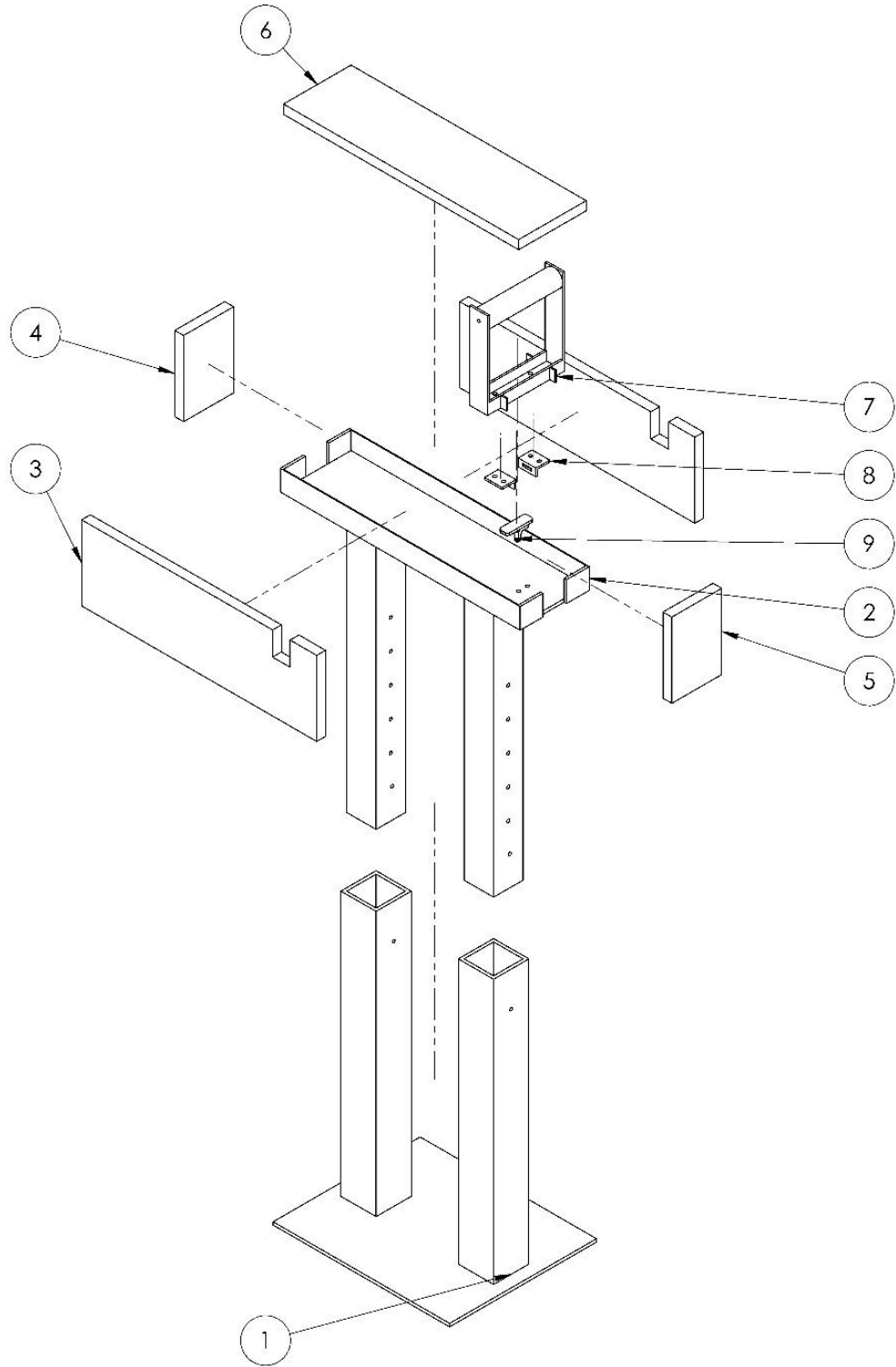


Fig. 9 Vista Explosionada del mecanismo

3.2.1. Componentes y análisis estático.

- **Estructura de soporte con elevación ajustable y análisis estático**

La estructura de soporte tiene la función principal de servir de base y pilar. Esto por razón de que debe proporcionar una base sólida y estable para la máquina y los componentes que se montarán sobre ella. Cuenta con una elevación ajustable que hace referencia a la capacidad de regular la altura mediante perforaciones en los pilares. Esto posibilita ajustar la posición de la estructura y adaptarla a diferentes necesidades o configuraciones.

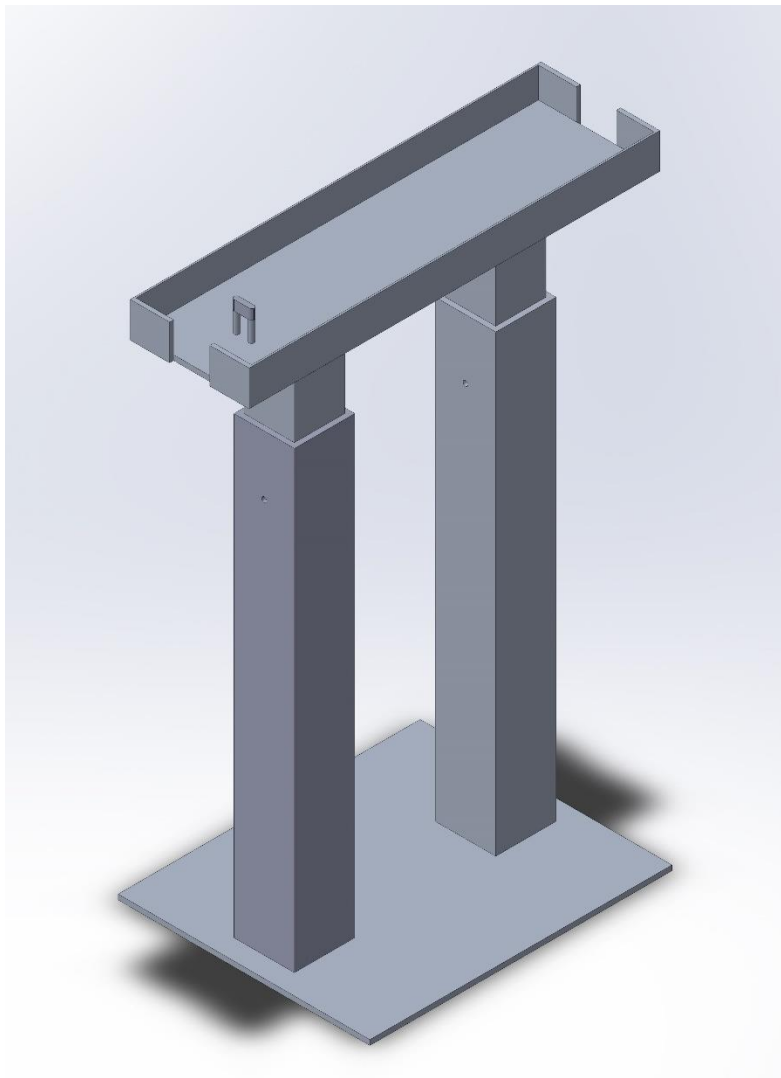


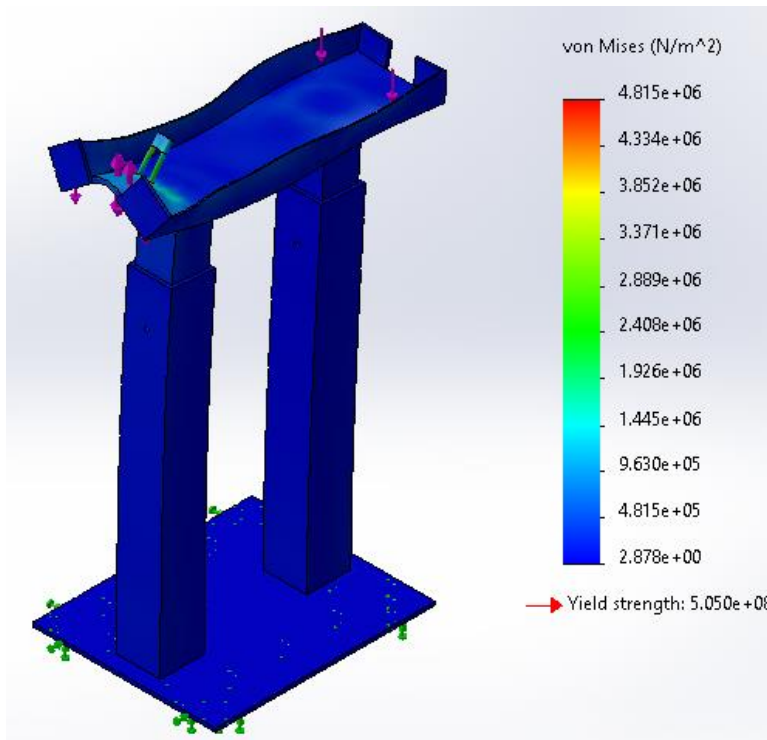
Fig. 10 Estructura de soporte con elevación ajustable

Esta estructura proporciona un soporte estable y cuenta con la capacidad de ajustar la altura para adaptarse a diferentes aplicaciones o requerimientos específicos. Como se observa en la figura 10, está formado por el ensamble entre la base fija y la base móvil elaborados en metal. Ambos facilitan un desplazamiento vertical del mecanismo de una elevación entre 60 cm y 85 cm.

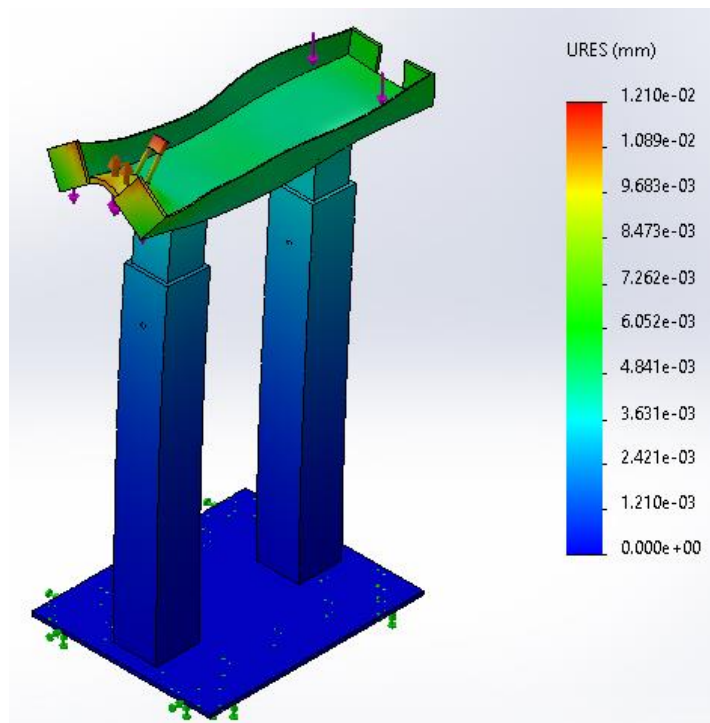
El análisis de elementos finitos realizado en el software SolidWorks Simulation brindó resultados valiosos para evaluar la resistencia y seguridad del diseño, los cuales se pueden ver en la figura 11. Los resultados muestran que el material seleccionado, Aluminio 7075-T6, es altamente adecuado para soportar las cargas aplicadas en la estructura. La tensión equivalente de Von Mises obtenida fue de $4,81501e+06$ N/m², lo cual es menor que la resistencia a la tracción del material ($5,812347e+07$ N/m²) y también menor que el límite de fluencia ($5,1495355e+07$ N/m²). Estos resultados garantizan que la estructura no exceda sus capacidades de resistencia y evita posibles fallas al estar por debajo de los límites establecidos por el material.

Además, el análisis de desplazamiento reveló que las deformaciones en la estructura son prácticamente despreciables, con valores máximos de $1,21037e-02$ mm. Estas deformaciones son insignificantes en comparación con las dimensiones del diseño, lo que confirma la rigidez y estabilidad del conjunto.

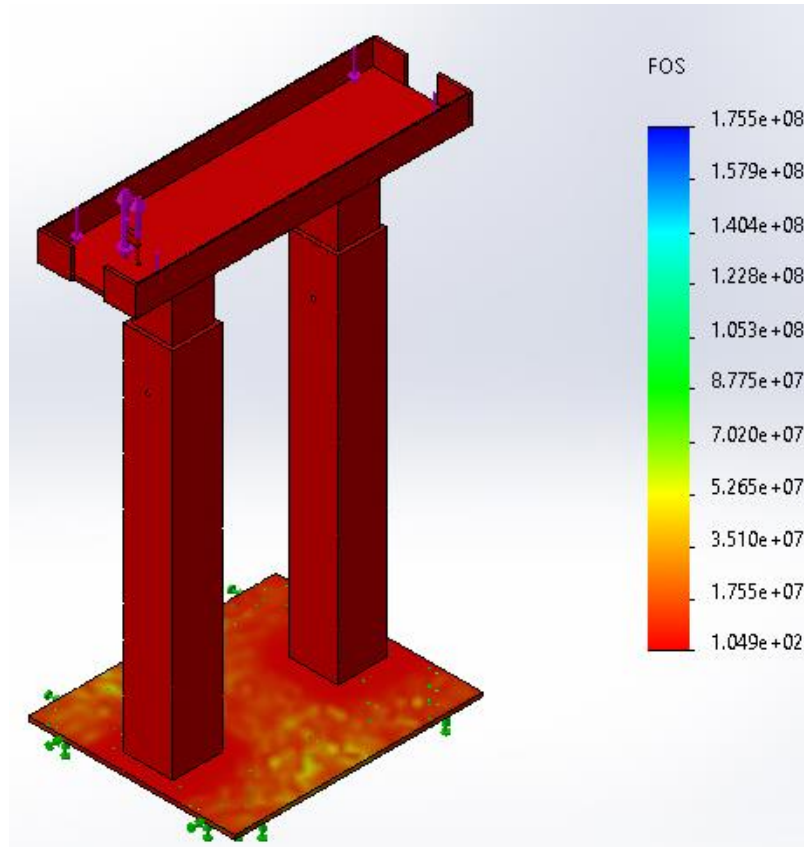
El factor de seguridad obtenido de $1e+02$ resalta la robustez del diseño, indicando que la estructura es aproximadamente 100 veces más resistente de lo necesario para soportar las cargas de servicio. Esta alta margen de seguridad asegura que el componente no se someterá a niveles críticos de tensión, manteniendo una amplia reserva de resistencia y prolongando su vida útil.



a)



b)



c)

Fig. 11 Análisis estático a) Tensión b)Desplazamiento c)Factor de seguridad.

- **Carcasa de Soporte**

La carcasa de soporte cumple una función principal en el mecanismo, la cual consiste en proteger y estabilizar los componentes internos. Específicamente diseñada para alojar y resguardar los sensores y el sistema de sujeción que conecta el mango de agarre con la base fija, su propósito es garantizar un ambiente seguro para el funcionamiento del dispositivo.

Además de su rol de protección, esta caja desempeña una función crucial en el soporte estructural del mecanismo en su conjunto. Al fabricarse con materiales resistentes y duraderos, como la madera de Copal, la carcasa brinda estabilidad y rigidez al conjunto, asegurando que las distintas partes del mecanismo permanezcan en su lugar y evitando movimientos no deseados. Específicamente diseñada para soportar cargas externas y resistir fuerzas adicionales, la carcasa se construye con materiales de alta calidad y resistencia.

La figura 12 muestra cómo la carcasa se compone de dos paneles laterales, un panel frontal, un panel trasero y la cubierta de acceso. Para garantizar comodidad al colocar el miembro superior sobre la máquina, la cubierta de acceso está forrada con esponja y cuero sintético. Además, presenta dos aberturas diseñadas para alojar el mango de agarre de manera adecuada.

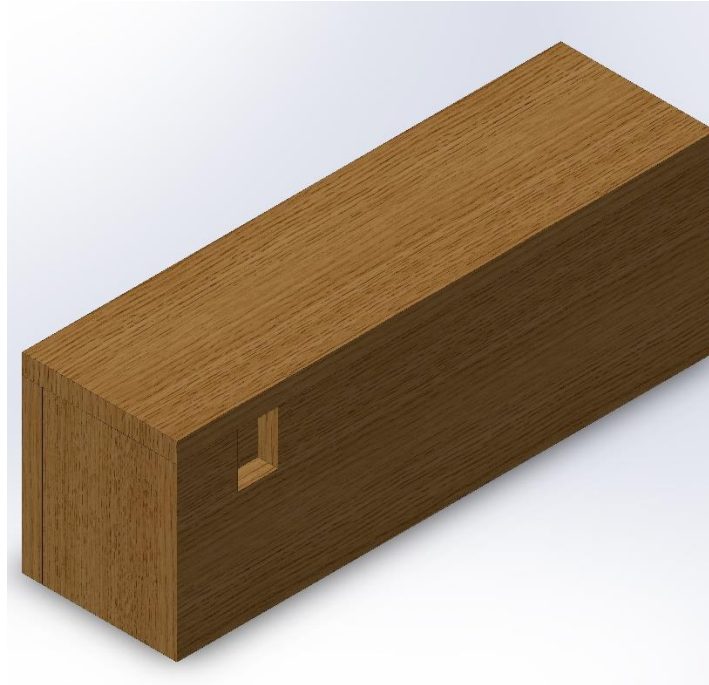


Fig. 12 Carcasa de soporte

La elección de la madera de Copal como material para la carcasa del proyecto se basa en sus propiedades mecánicas, las cuales le confieren una capacidad suficiente para cumplir con los requisitos de resistencia y rigidez.

Según el estudio "Copal: Microestructura, composición y algunas propiedades relevantes", se ha determinado que el copal presenta una resistencia a la compresión de 580 kg/cm² y una resistencia a la flexión estática de 1070 kg/cm², valores que superan a los de otras maderas comunes como el pino o el abeto. Estas características aseguran que la madera de Copal sea lo suficientemente fuerte para soportar las fuerzas aplicadas durante el uso.

Además, el copal tiene un módulo de elasticidad de 115,000 kg/cm², lo que indica que es un material rígido y poco deformable. Esta propiedad es fundamental para garantizar que la carcasa pueda conservar su forma y estructura sin sufrir deformaciones significativas durante el funcionamiento del dispositivo. [27]. En el tabla 7, indica las diferentes

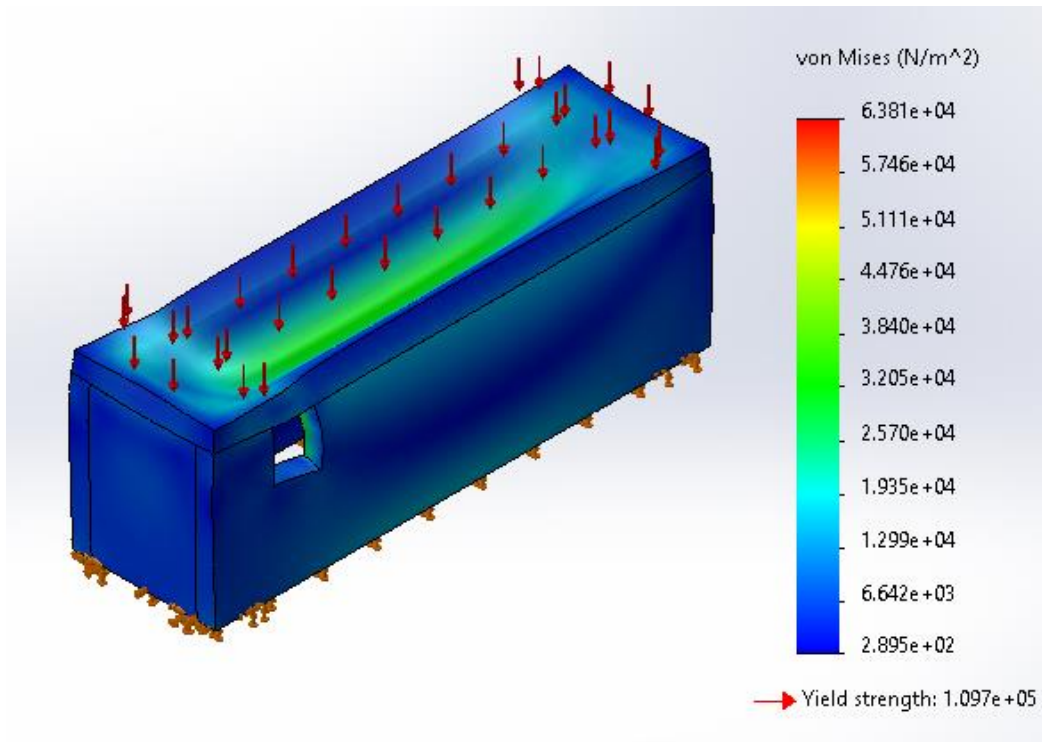
propiedades físicas de este tipo de madera, datos extraída del “Catálogo de madera Estructural de Ecuador” que refuerzan la investigación anterior [28].

Tabla 7. Propiedades físicas de la Madera Copal.

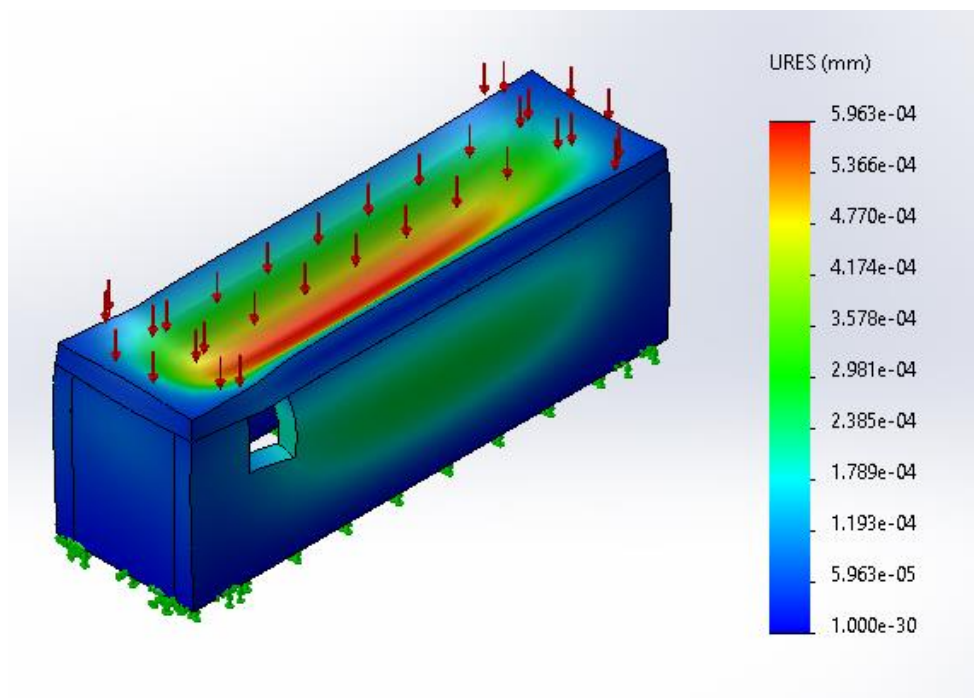
Clase resistente	C18
Densidad (kg/m^3)	380
Módulo de Elasticidad principal $E_{0,principal}$ (kN/mm^2)	9
Módulo de Cortante principal $G_{principal}$ (kN/mm^2)	0,56
Resistencia a flexión $f_{m,k}$ (N/mm^2)	18
Resistencia a tracción 0 $f_{t,0,k}$ (N/mm^2)	11
Resistencia a tracción 90 $f_{t,90,k}$ (N/mm^2)	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

Según la tabla 7, se proporciona información sobre las cualidades físicas del Copal para aplicaciones estructurales. Según estos resultados que muestra, se indica que este tipo de madera presenta una densidad de $380 kg/m^3$, lo que indica una masa por unidad de volumen adecuada para soportar cargas aplicadas.

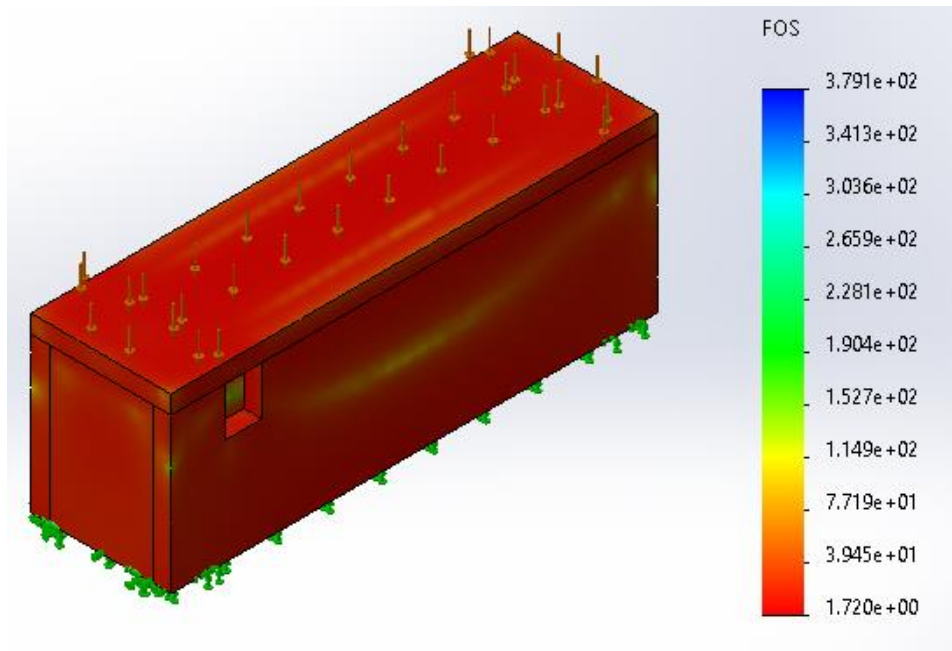
Además, determina que la madera de Copal exhibe un módulo de elasticidad principal de $9 kN/mm^2$, lo que indica una rigidez y una capacidad de resistir deformaciones elásticas bajo carga. El módulo de cortante principal se registra en $0,56 kN/mm^2$, lo que indica su capacidad para resistir esfuerzos de cortante.



a)



b)



c)

Fig. 13 Análisis estático de la carcasa de soporte a) Tensión b)Desplazamiento c)Factor de seguridad.

En la figura 13, se observa el análisis detallado del sistema estático. Se evaluó el nivel de estrés al que se encuentra sometido el componente bajo las condiciones de carga esperadas se observa los resultados del análisis estático de la carcasa de soporte. En este caso, el límite elástico estimado del copal es de aproximadamente $6,6 \text{ N/mm}^2$, basado en la relación del 60% de la resistencia a tracción ($f_{t,0,k}$) que es de 11 N/mm^2 . Con esto se puede interpretar los resultados de la tensión para el copal:

- Punto (-17,3064 cm, 3,10518 cm, 39,25 cm) con Von Mises (VON) de $6,38120\text{e}+04 \text{ N/m}^2$.
- Punto (-17,3064 cm, 3,10518 cm, 30,75 cm) con Von Mises (VON) de $6,31418\text{e}+04 \text{ N/m}^2$.

Comparando estos valores con el límite elástico estimado del copal ($6,6 \text{ N/mm}^2$), se logra observar que ambos puntos tienen un Von Mises significativamente menor que el límite

elástico estimado. Esto indica que las tensiones resultantes en el material son relativamente bajas y que, por lo tanto, no se espera que el copal exceda su límite elástico ni registre una deformación plástica permanente bajo las condiciones de carga presentadas en los puntos analizados.

Se determinó que el desplazamiento máximo en el componente es de 0,25 mm, lo que proporciona información relevante acerca de su deformación bajo carga. Finalmente, se calculó un factor de seguridad de 1,7, indicando que el componente cuenta con un margen adecuado de seguridad frente a las cargas de trabajo previstas. Estos hallazgos no solo proveen un profundo entendimiento del comportamiento del componente, sino que también ofrecen oportunidades para optimizar su diseño y mejorar su rendimiento en aplicaciones prácticas en el campo de estudio.

Con esta información sobre la estructura de madera de Copal se determina que es posee propiedades físicas adecuadas para el proyecto.

- **Sistema de sujeción y soporte de carga**

Este sistema está constituido por el mango de agarre, los soportes de fijación de sensor de carga y el sensor de carga. El sistema de sujeción y resistencia a la tensión es un conjunto de piezas diseñado para proporcionar estabilidad y soporte en aplicaciones donde se requiere sujetar elementos y resistir fuerzas de tensión.

En la figura 14, muestra al conjunto ensamblado. Proporciona una conexión segura entre los componentes, asegurando que la fuerza aplicada sea correctamente transmitida y controlada. Además, el diseño ergonómico del mango de agarre brinda comodidad al usuario y facilita el manejo del sistema. Está compuesto por tres componentes principales:

1. Mango de agarre: Este componente está diseñado ergonómicamente para permitir un agarre cómodo y seguro. Proporciona un punto de sujeción para el usuario y facilita la aplicación de la fuerza necesaria.
2. Soportes de fijación de sensor de carga: Estos soportes se encargan de sujetar y fijar de manera segura el sensor de carga al sistema. Facilita la integración precisa del sensor en la configuración, asegurando una medición precisa y confiable de la carga aplicada.

3. Sensor de carga: El sensor de carga es una parte esencial del sistema, ya que es el encargado de medir la fuerza o carga aplicada al sistema. Proporciona información precisa sobre la magnitud de la tensión ejercida, lo que habilita monitorear y controlar adecuadamente la aplicación de fuerza. Este está anclado a la base a través de un gancho que debe soportar la fuerza de tensión.

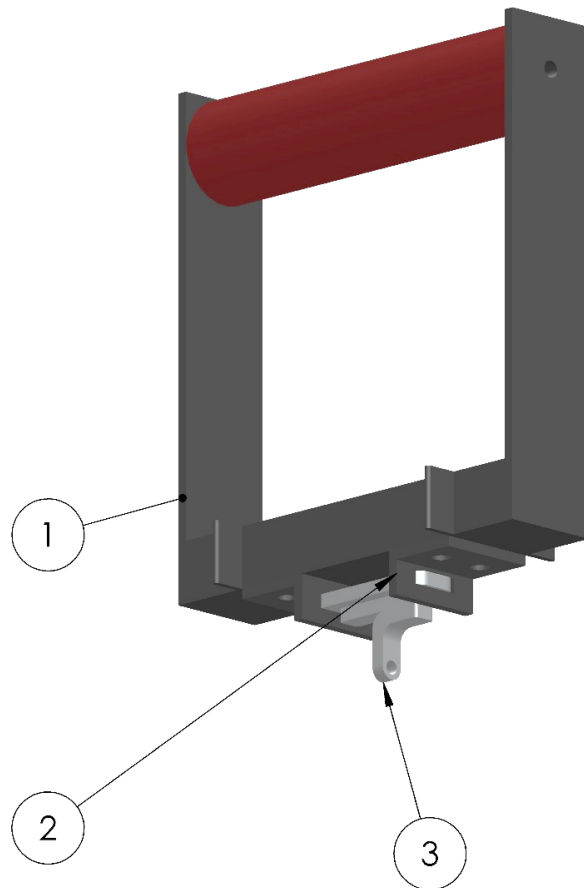


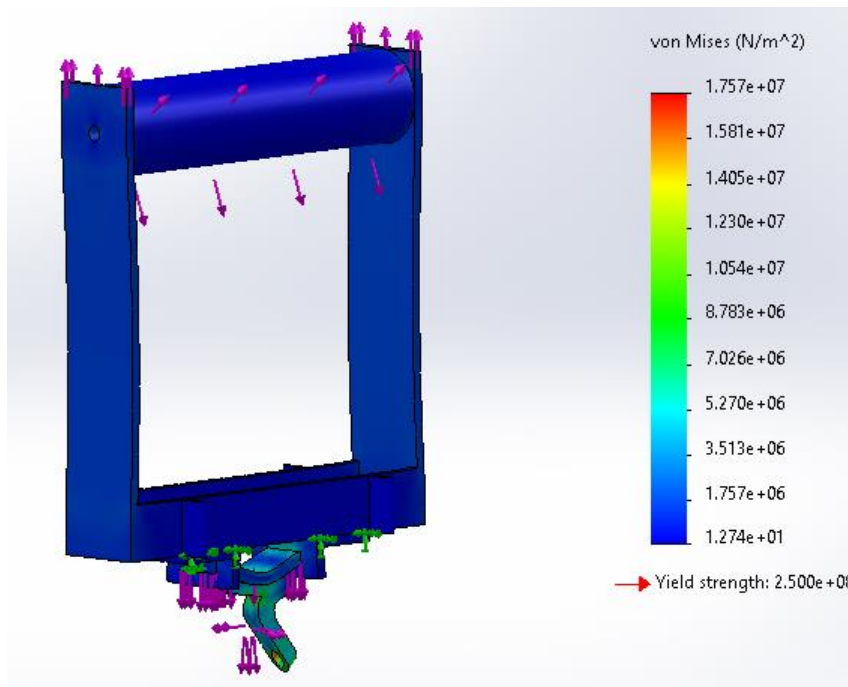
Fig. 14 Partes del sistema de sujeción y soporte de carga

El sistema de sujeción y resistencia a la tensión es especialmente relevante en esta aplicación donde se requiere un control preciso de la carga y la fuerza aplicada pudiendo ser usada como equipo de rehabilitación. Su diseño y funcionalidad contribuyen a garantizar la integridad y la seguridad de la estructura en situaciones donde la tensión es un factor crítico.

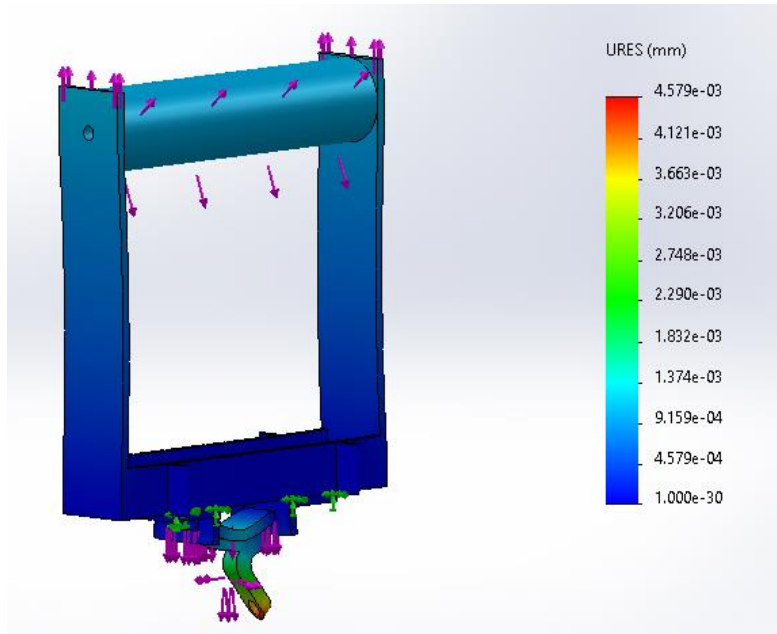
Este sistema es un conjunto de piezas que sujetan y resisten fuerzas de tensión. Con su diseño ergonómico, los soportes de fijación de sensor de carga y el sensor de carga, el

sistema proporciona estabilidad, precisión y seguridad para este proyecto, donde se requiere una resistencia adecuada al momento de ejercer una fuerza de tensión.

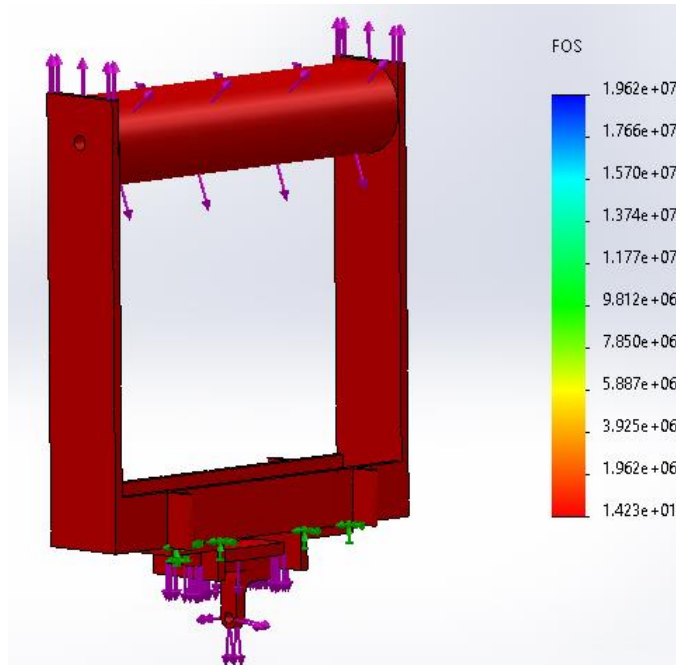
En la figura 15, se registra por medio de una simulación, la tensión registrada en el nodo (-3,83718 cm, -7,59236 cm, 0,2 cm) se encuentra dentro del límite elástico del material ASTM A36, lo que implica que el material no ha sufrido deformación plástica y se comporta de forma elástica. Asimismo, se ha realizado un análisis de desplazamiento, que ha revelado la respuesta del modelo a las fuerzas aplicadas en distintas posiciones. Los datos de desplazamiento son esenciales para verificar la integridad estructural y la estabilidad del diseño. El factor de seguridad obtenido en la simulación es elevado, lo que demuestra que el material ASTM A36 empleado en el modelo posee una alta resistencia para soportar la carga aplicada sin sobrepasar su límite elástico.



a)



b)



c)

Fig. 15 Análisis estático del mango de agarre a) tensión b) Desplazamiento c) Factor de seguridad.

3.3. Sistema electrónico.

El diseño eléctrico del sistema se basa en la combinación de los componentes que se ponderaron en capítulos anteriores. Para visualizar la información de manera fácil y legible, se utiliza un LCD. Este LCD es capaz de presentar caracteres alfanuméricos y proporciona una interfaz intuitiva para imprimir los resultados de las mediciones y simplificar la conexión con el microcontrolador Arduino Nano. El microcontrolador cuenta con pines de comunicación que manejan el protocolo I2C para transmitir los datos.

El Arduino Nano se conecta al módulo de conversión AD/DC para recibir las lecturas del sensor de carga, procesar los datos y enviar los resultados al LCD para su visualización. Asimismo, permitir la comunicación con el software de la interfaz gráfica. En la figura 16, se observa el diagrama electrónico del sistema y los componentes.

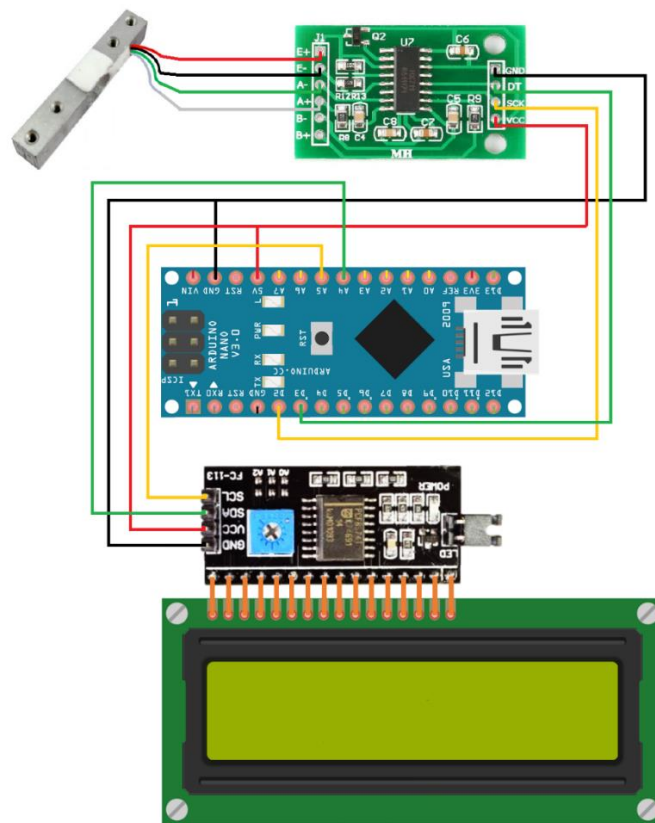


Fig. 16 Diagrama electrónico del sistema

3.4. Diseño de placa PCB

Este apartado describe el diseño del circuito PCB, que se muestra en la figura 17. Esta placa está elaborada para permitir mejorar el espacio para los componentes electrónicos y evitar interferencias entre las pistas además de proteger el sistema. Para fabricar las pistas de la placa PCB, se usa el software de Proteus 8, donde se ubican las piezas necesarias.

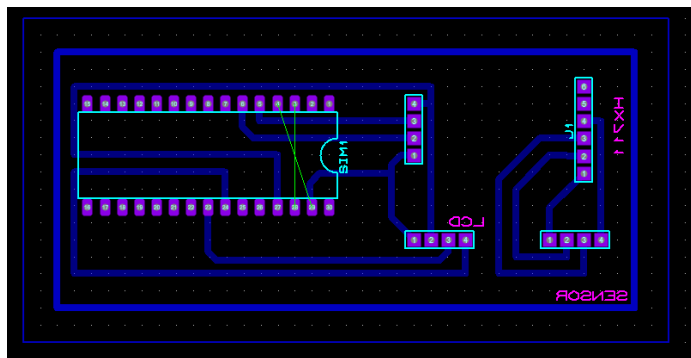


Fig. 17 Diseño de baquelita en Proteus 8

Al ser una baquelita sencilla, se la elabora mediante la técnica de grabado químico. Es una técnica ampliamente empleada en la fabricación de placas de circuito impreso. Esta técnica facilita la formación de patrones y zonas libres de cobre para controlar los agentes químicos corrosivos que recorren la baquelita recubierta con una capa de cobre.

El proceso se inicia con la selección de una placa base adecuada, que generalmente consiste en un sustrato de baquelita o fibra de vidrio que aporta resistencia y aislamiento eléctrico. Una vez preparada la placa, se procede al diseño del circuito utilizando software especializado de diseño asistido por computadora (Proteus 8). El diseño incluye las pistas conductoras que conectarán con los componentes electrónicos, así como las zonas donde se situarán los componentes.

Posteriormente, se usa papel transfer para proteger y marcar las zonas de cobre que deben conservarse en la baquelita. A continuación, se sumerge la placa en una solución de ácido férrico que reacciona con el cobre expuesto, disolviéndolo selectivamente y dejando solo las zonas protegidas por la máscara.

Finalizado el grabado, se retira la máscara y se realiza un proceso de limpieza para eliminar cualquier residuo. Luego, la PCB está lista para recibir los componentes electrónicos,

que se sueldan o se montan en las zonas designadas, y se procede a realizar las conexiones eléctricas finales.

3.5. Programación

El proyecto consta de dos partes en lo que es la programación. Una en el microcontrolador Arduino Nano, donde se va a procesar la señal recibida desde el módulo HX711. Y la segunda que es la que se va a trabajar en el software de interfaz gráfica, esto como resultado de la señal enviada desde el microcontrolador.

3.5.1. Programación Microcontrolador.

Se diseñó el código de programación para medir la fuerza en kgf y N. Esos valores medidos son mostrados en un LCD 1602A. También incluye la funcionalidad de desplazamiento de texto en el LCD. El código funciona como se muestra en la figura 18. Se explica bajo que parámetros funciona el programa instalado en Arduino.

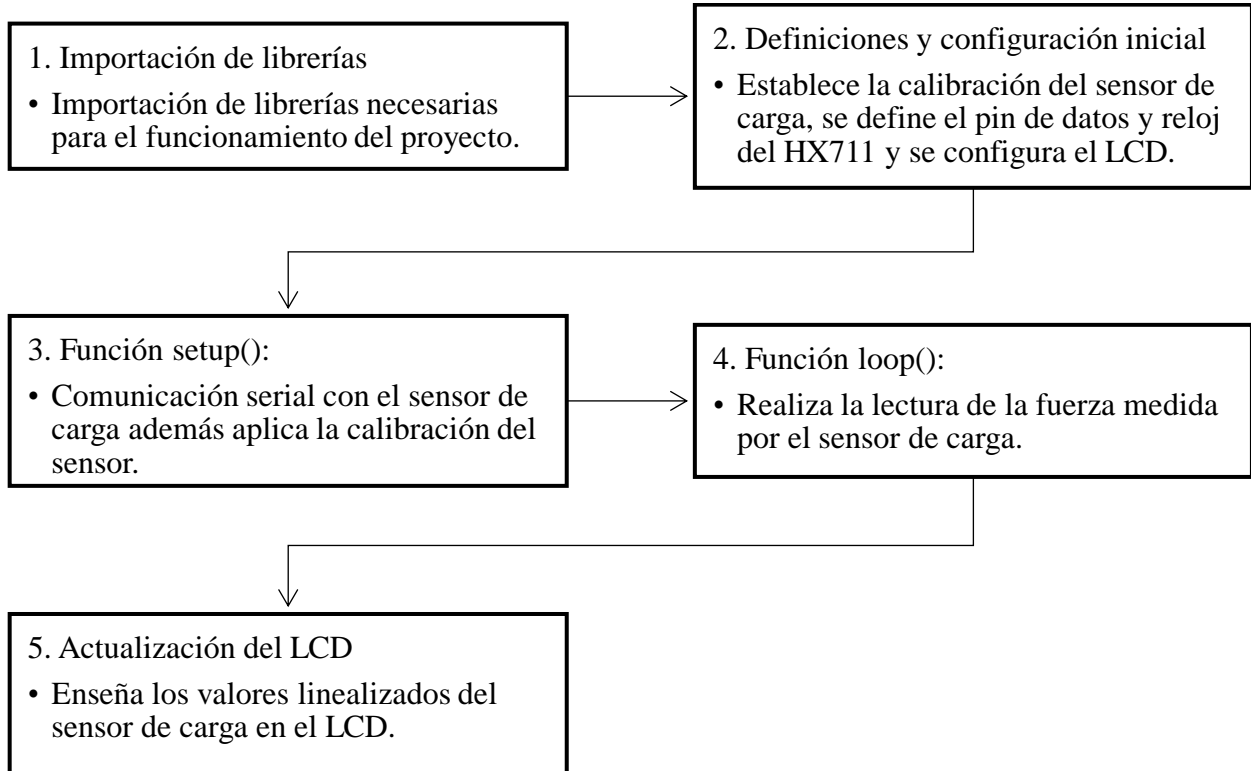


Fig. 18 Diagrama de bloques sobre la programación del Módulo HX711

3.5.2. Programación en el Software de interfaz gráfica.

Un aspecto importante de esta programación es que facilita el visualizar una interfaz mediante un computador o laptop donde se presentan los resultados logrados. La figura 19 muestra el diseño de la interfaz.

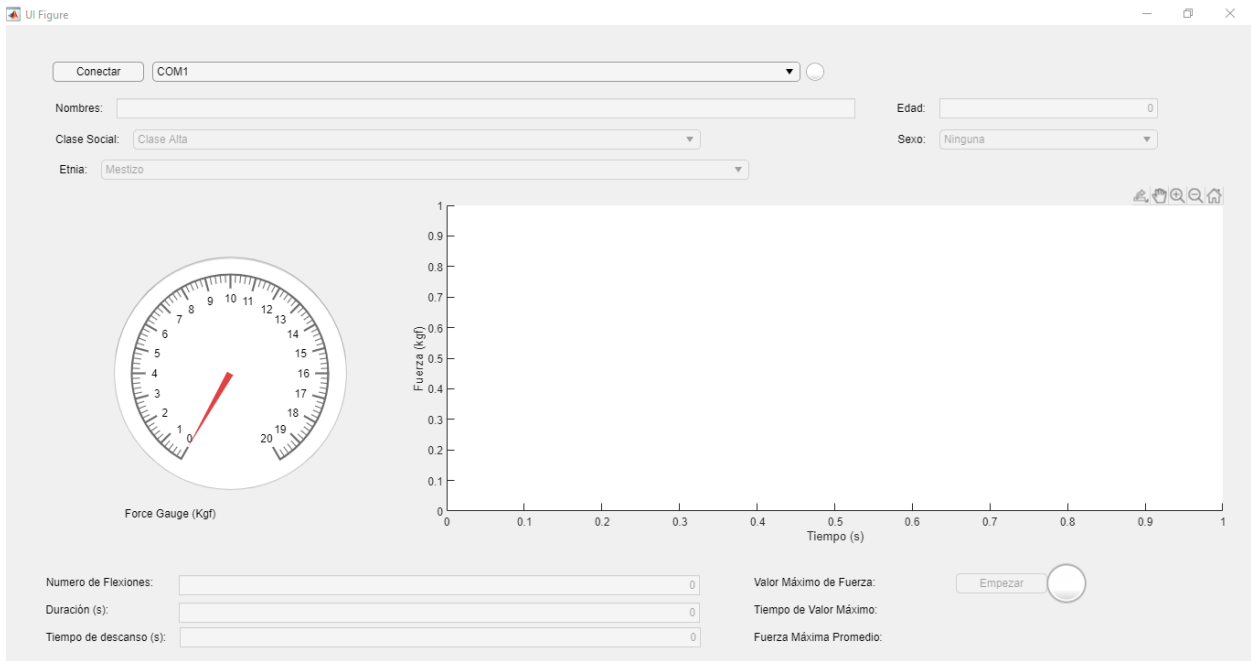


Fig. 19 Interfaz.

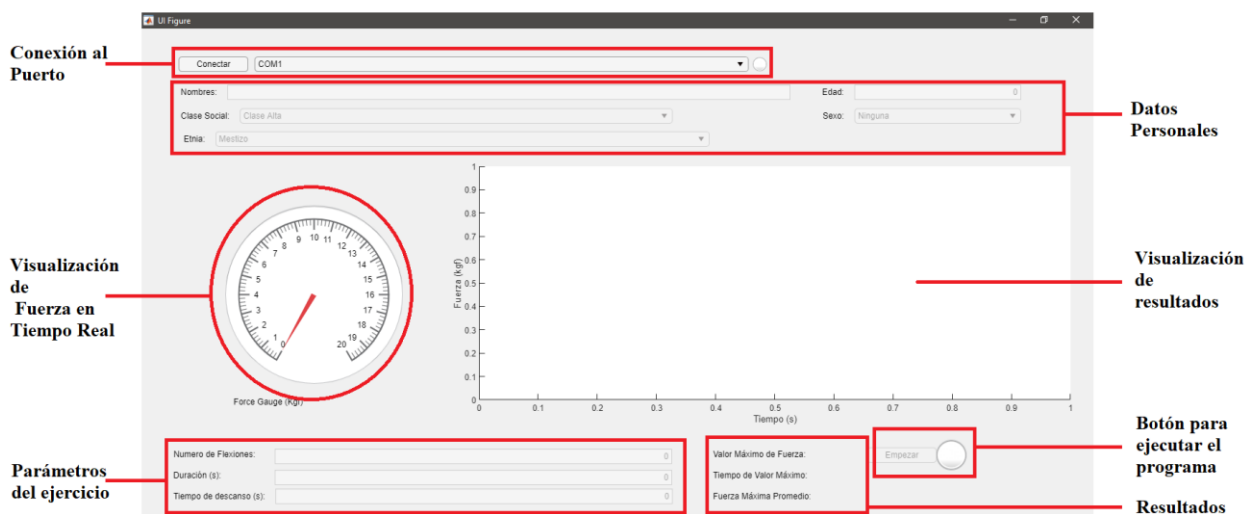


Fig. 20 Componentes de la interfaz

En la figura 20 se puede encontrar la distribución que existe en pantalla. Esta distribución cumple con las siguientes funciones:

- Conexión de Puertos: Verifica si el puerto al que está conectado.
- Datos Personales: Entradas para almacenar los datos personales del usuario.
- Visualización de fuerza en tiempo real: Grafica en tiempo real los valores obtenidos.
- Visualización de resultados: Imprime los resultados obtenidos en una gráfica.
- Parámetros del ejercicio: Entrada donde se indica los tiempos de ejecución para los ejercicios que el usuario va a realizar.
- Resultados: Imprime los resultados obtenidos.
- Botón para ejecutar el programa: Botón que inicializa el programa

El código ejecuta varios métodos (callbacks) que se ejecutan en respuesta a eventos, como al momento de presionar un botón o de cambiar el valor de un campo de edición. A continuación, se explica una descripción resumida de los métodos:

- ConectarCOM4ButtonPushed: Ejecuta cuando se presiona el botón "Conectar". Intenta abrir y cerrar el puerto serie COM, dependiendo de la elección del usuario y cambia el color de la lámpara según el resultado. También habilita ciertos campos de edición.
- EmpezarButtonPushed: Ejecuta cuando se presiona el botón "Empezar". Realiza la adquisición de datos durante un período de tiempo especificado y realiza acciones adicionales, como reproducir pitidos, actualizar gráficas y guardar datos en archivos de Excel.
- TiempodedescansosEditFieldValueChanged: se ejecuta cuando se cambia el valor del campo de edición TiempodedescansosEditField. Habilita o deshabilita el botón "Empezar" en función de los valores de otros campos de edición.

Al ejecutar todos estos comandos, el código crea la interfaz de usuario en el software que habilita el acceso al usuario para conectarse a un puerto serie, configurar parámetros y luego realizar la adquisición de datos. Los datos adquiridos se grafican en tiempo real y se

guardan en archivos de Excel. El programa funciona siguiendo el siguiente diagrama de flujo de la figura 21.

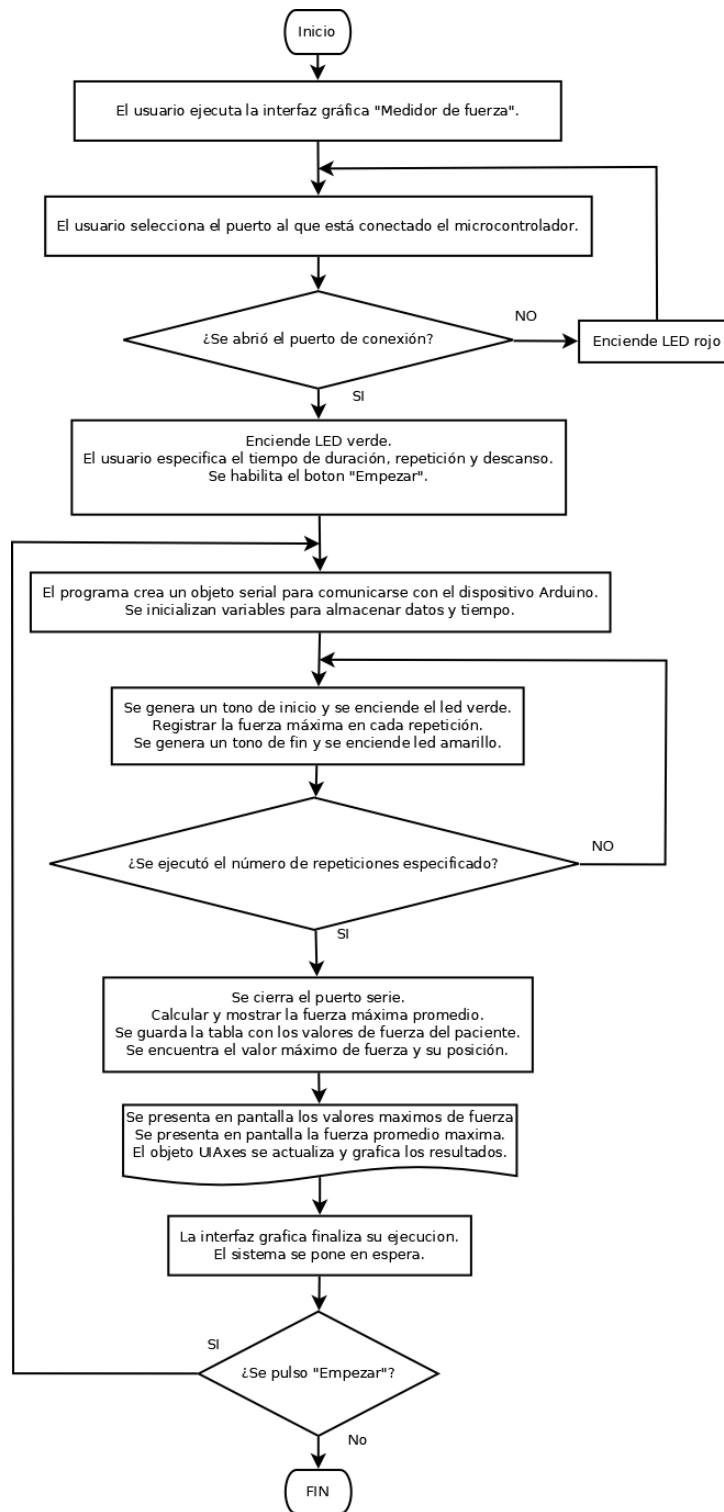


Fig. 21 Diagrama de flujos del GUI

3.6. Integración y ensamblaje de prototipo.

El prototipo final, paso por varias fases para cumplir las necesidades y parámetros propuestos en desde el inicio del proyecto. El primero prototipo dio resultados efectivos al obtener la fuerza, y a partir de allí se mejoraron varios aspectos. Después de demostrar que el principio bajo el cual se obtiene los datos de fuerza funciona y cumple con el objetivo de medir, se procede a mejorar el tratamiento de datos y el sistema mecánico.

3.7. Pruebas de funcionamiento

Las pruebas se ejecutaron sobre 10 individuos de diferente edad. El sistema de adquisición de datos guarda por edad, etnia, sexo y clase social ya que estas circunstancias pueden llegar a ser importantes y pueden afectar e incluso pueden indicar alguna correlación entre la fuerza y su estilo de vida. Se tomaron datos con descansos de 3 segundos entre ejercicios. En la figura 22, se ve como se tomaban datos con ayuda de un docente.



Fig. 22 Prueba de funcionamiento con docente de la UTN

La evaluación que se propone realizar consiste en una medición de fuerza isométrica o estática. La evaluación isométrica es un método adecuado para medir la fuerza muscular en un punto determinado del rango de movimiento, sin que se produzca un cambio en la longitud del músculo o en la posición del mecanismo. Al jalar la agarradera fija, se mide la

fuerza generada en esa posición específica y se obtiene una lectura de la fuerza muscular en estado estático. Este tipo de evaluación es útil para comprender la fuerza que se puede aplicar en una posición fija y también para evaluar la estabilidad y la resistencia del brazo en esta configuración.

3.7.1. Inmovilizador de hombro.

Necesaria para las pruebas. El inmovilizador de hombro está diseñado para controlar, restringir o inmovilizar los movimientos de la articulación del hombro. Su principal objetivo terapéutico es lograr la inmovilización en abducción y rotación [29]. Se explica la importancia y beneficios que aporta al proyecto el usar el inmovilizador al momento de tomar datos.

- **Importancia de la estabilidad:** El inmovilizador de hombro se utiliza para proporcionar estabilidad y restringir el movimiento no deseado del hombro durante la medición de la fuerza del miembro superior. Al restringir el movimiento se minimiza la influencia de fuerzas ajenas al miembro superior, lo que garantiza mediciones más precisas y confiables de la fuerza ejercida.
- **Reducción del ruido experimental:** Al inmovilizar el hombro, se minimiza las variaciones causadas por movimientos involuntarios del usuario durante la medición. Movimientos, como balanceos o rotaciones del hombro, generan ruido experimental y afectan negativamente la precisión de las mediciones de fuerza. El inmovilizador de hombro ayuda a mitigar este ruido y proporciona una base estable para el estudio.
- **Control de variables externas:** Al utilizar un inmovilizador de hombro, se logra controlar y minimizar las influencias de fuerzas externas que podrían afectar la fuerza del miembro superior. Estas fuerzas pueden provenir del entorno o de otros músculos no relacionados directamente con el miembro superior. Al limitarlos, puedes aislar y evaluar más precisamente la fuerza ejercida específicamente por el miembro superior.
- **Reproducibilidad de las mediciones:** Al estandarizar el entorno y minimizar las variables externas, el inmovilizador de hombro contribuye a lograr una mayor reproducibilidad en las mediciones de fuerza. Esto posibilita obtener resultados

consistentes y comparables, lo que es fundamental para la validez científica de tu estudio.

- Consideraciones éticas y de seguridad: El inmovilizador de hombro puede ser beneficioso desde una perspectiva ética y de seguridad. Al restringir los movimientos del hombro, se reduce el riesgo de lesiones o tensiones adicionales durante la medición de la fuerza del miembro superior.

Por todos estos aspectos, es necesario la implementación, ya sea para mejorar la toma de datos, como para evitar movimientos innecesarios.

Tabla 12. Pruebas de medición de fuerza.

Edad	Sexo	Clase Social	Etnia	Flexiones (s)	Tiempo de reposo (s)	Repeticiones	Fuerza máxima (kgf)	Fuerza máxima promedio (kgf)
21	M	Media	Mestizo	4	10	1	9,4	5,217
						2	8,5	6,289
						3	8,3	5,86
						4	5,2	5,779
						5	6,67	6,883
21	M	Media	Mestizo	4	10	1	5,9	5,6
						2	4,9	4,875
						3	6,5	4,8
						4	6,6	6,35
						5	5,7	5,375
20	M	Media	Mestizo	4	10	1	7,3	7,425
						2	8,4	7,825
						3	8	7,425
						4	7,5	6,725
						5	7,1	6,375

22	M	Media	Mestizo	4	10	1	12,9	11,275
						2	10,9	8,8043
						3	9	8,125
						4	8,8	8,2
						5	6,6	6,125
53	M	Media	Mestizo	4	10	1	17,8	16,72
						2	16,4	15,5
						3	15,6	15
						4	16,3	15,325
						5	15,9	14,36
35	M	Media	Mestizo	4	10	1	11	7,58
						2	8,7	7,451
						3	8,4	6,21
						4	8,1	6
						5	7,73	7,49
36	M	Media	Mestizo	4	10	1	18,7	18,25
						2	18,42	18,721
						3	19,55	18
						4	18,78	18,14
						5	18,82	18,53
21	F	Media	Mestizo	4	10	1	9,4	8,4
						2	8,6	8,62
						3	8,23	8
						4	7,4	7,32
						5	7,25	7,246
35	F	Media	Mestizo	4	10	1	8,34	8,12
						2	7,5	7,65
						3	7	7,94
						4	7,9	6,6
						5	6,71	7,428

25	F	Media	Mestizo	4	10	1	6,4	6,489
						2	7,95	6,624
						3	8,58	6,3
						4	6,25	5,41
						5	6,75	6,35

3.8. Análisis de resultados

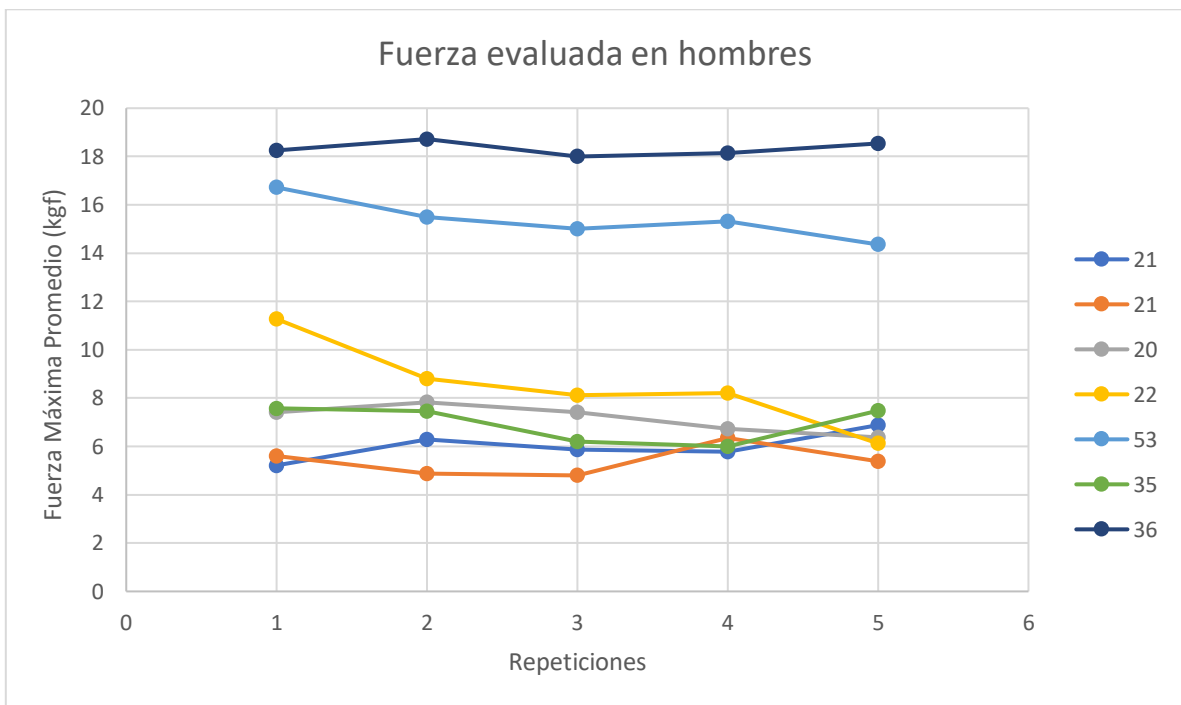


Fig. 23 Resultado de la fuerza en hombres.

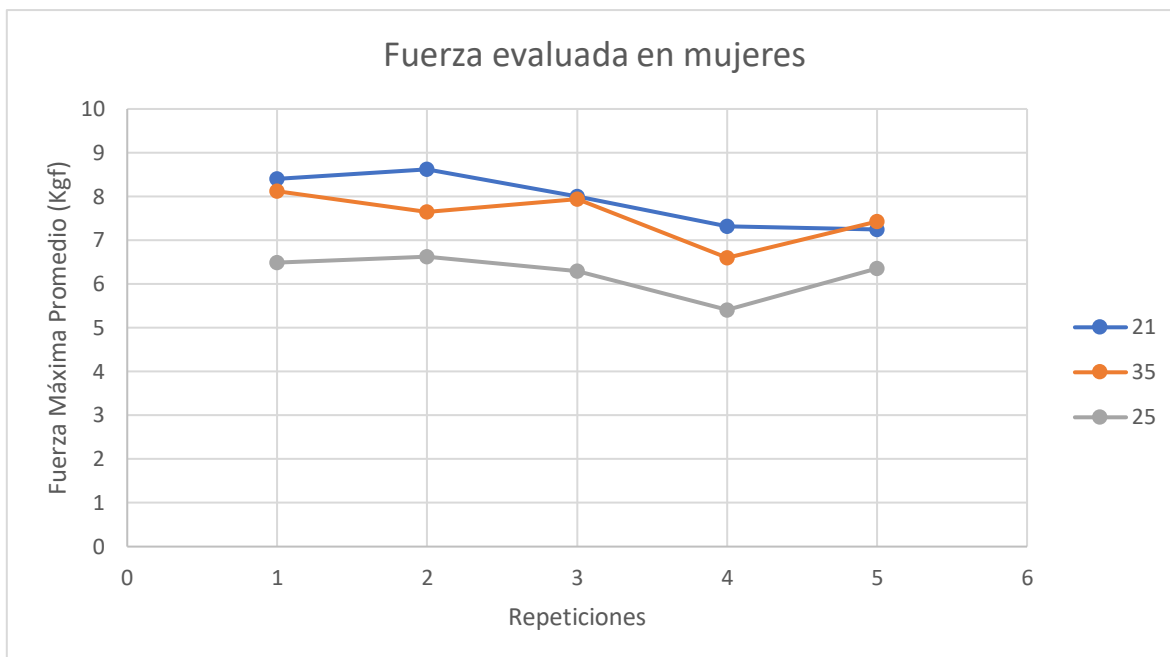


Fig. 24 Resultado de la fuerza en mujeres.

Al analizar los valores de fuerza máxima promedio isométrica de hombres y mujeres en las figuras 23 y 24, junto con los datos presentados en la tabla 12, se pueden realizar las siguientes observaciones:

- En general, parece haber una tendencia a disminuir la fuerza máxima promedio a medida que aumenta el número de repeticiones para la mayoría de los individuos. Esto podría indicar una fatiga muscular progresiva debido a la acumulación de esfuerzo a lo largo de las repeticiones.
- En algunos casos, hay variaciones notables entre las repeticiones dentro de un bloque. Esto podría deberse a varios factores, como la técnica empleada en cada repetición o el nivel de fatiga acumulada durante el ejercicio.
- Al comparar diferentes individuos, se observa que algunos mantienen una fuerza máxima promedio más constante a lo largo de las repeticiones, mientras que otros experimentan una disminución más significativa. Esto podría estar relacionado con la resistencia y la capacidad de recuperación muscular de cada individuo.
- Se ve una gran diferencia entre hombres y mujeres, siendo que los hombres mantienen mayor fuerza en comparación de las mujeres, que tienen un cambio más drástico con el pasar del tiempo.

En resumen, los resultados de la tabla 12 sugieren que existe una relación entre el cansancio y el número de repeticiones realizadas. En general, se observa una disminución en la fuerza máxima promedio a medida que aumenta el número de repeticiones, lo que podría indicar fatiga muscular. Sin embargo, es importante tener en cuenta que otros factores, como la técnica de ejecución y la capacidad de recuperación, también pueden influir en los resultados. Para obtener conclusiones más precisas y sólidas, es recomendable realizar un análisis estadístico más detallado y evaluar factores adicionales que podrían estar afectando los resultados.

CAPÍTULO IV

4. Conclusiones y recomendaciones

4.1. Conclusiones

Tras llevar a cabo la investigación y desarrollo de un medidor de fuerza para miembro superior, se han obtenido resultados satisfactorios. A partir de la revisión de literatura sobre temas de medición de fuerza en miembros superiores, se obtuvo bastante conocimiento sobre los principios y conceptos que sustentaron el diseño y desarrollo del presente proyecto de medición de fuerza.

Se definió las principales características que debía cumplir la máquina para evaluar la fuerza generada por el miembro superior, tales como la fuerza máxima, fuerza promedio, y tiempos de medición mientras el sujeto de pruebas ejercía el ejercicio. Esto garantizó la precisión y relevancia de los datos obtenidos.

Se diseñó e integró un sistema mecánico y electrónico que incorporó sensores de carga y elementos mecánicos para medir la fuerza de manera precisa y confiable, así como una interfaz que facilitó la visualización y el análisis de las variables de medición.

La construcción del prototipo y las pruebas realizadas validaron la funcionalidad y viabilidad del sistema, así como su utilidad en aplicaciones relacionadas con la evaluación de la fuerza en miembros superiores.

4.2. Recomendaciones

Al ver los resultados durante el desarrollo del medidor de fuerza para miembro superior se puede mejorar y recomendar varios aspectos del proyecto. Debería garantizar la precisión y confiabilidad del dispositivo en entornos clínicos. Se sugiere llevar a cabo estudios de validación clínica con muestras de pacientes representativas o bien pruebas con personal que tenga conocimiento sobre el tema como fisioterapeutas. Estos estudios permitirían comparar las mediciones realizadas por el medidor de fuerza con otras técnicas de estimación de la fuerza muscular existentes y asegurar la precisión de los resultados.

Cabe destacar que la máquina elaborada está sujeta a mejoras y es recomendable hacerlo para mejorar en el diseño del medidor de fuerza ya que tiene bastante campo de pruebas. La optimización del diseño y su sistema permitirá el uso de esta en diferentes ambientes y facilitará la realización de mediciones en distintos lugares.

Se debe considerar la integración de tecnologías avanzadas, como la conectividad inalámbrica y la posibilidad de almacenar los datos en la nube. Esto podría mejorar la eficiencia y la accesibilidad de los registros de las mediciones además de permitir un seguimiento a largo plazo de la fuerza muscular y la creación de bases de datos para futuras investigaciones.

Por último, se debería fomentar la colaboración con profesionales de diferentes disciplinas, como fisioterapeutas, médicos y expertos en biomecánica, que enriquece el desarrollo y aplicación del medidor de fuerza. La incorporación de otras perspectivas contribuirá a una mejor comprensión de las necesidades y requerimientos de cada campo.

REFERENCIAS

- [1] R. Cano-de la Cuerda, A. Águila-Maturana, and A. Macías-Jiménez, "Valoración manual de la fuerza muscular frente a dinamometría instrumental," *Rehabilitación*, vol. 42, no. 5, pp. 260-261, 2008.
- [2] G.-M. Martínez, "I. Generalidades sobre la dinamometría isocinética," ed, 2013.
- [3] L. Bisio, G. Gutierrez, A. Marquez, R. De Falco, S. Porro, and A. P. Cisilino, "Diseño de un dinamómetro para la evaluación objetiva de los músculos motores del brazo," *Revista Chilena de Terapia Ocupacional*, no. 8, pp. ág. 71-78, 2008.
- [4] P. E. AG. *BIOMECHANICAL DIAGNOSTICS AND THERAPY*, 2017, p. 48. [Online]. Available: https://physiomed.de/wp-content/uploads/2019/11/Leaflet_CON-TREX.pdf.
- [5] A. F. Sánchez and C. S. d. Deportes, *Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración: análisis cinético de la marcha, natación, gimnasia rítmica, badminton y ejercicios de musculación*. Consejo Superior de Deportes, 1999.
- [6] T. Nef, V. Klamroth-Marganska, U. Keller, and R. Riener, "Three-dimensional multi-degree-of-freedom arm therapy robot (ARMin)," in *Neurorehabilitation technology*: Springer, 2022, pp. 623-648.
- [7] I. Drosos, T. Barik, P. J. Guo, R. DeLine, and S. Gulwani, "Wrex: A unified programming-by-example interaction for synthesizing readable code for data scientists," in *Proceedings of the 2020 CHI conference on human factors in computing systems*, 2020, pp. 1-12.
- [8] M. A. Destarac Eguizabal, "Modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación de hombro," Doctoral, Automatica, Industriales, 2018. [Online]. Available: <https://oa.upm.es/50231/>
- [9] M. Bergamasco *et al.*, "Preliminary results of BRAVO Project."
- [10] A. PILLA, "Design and validation of novel methods for assessment of upper-limb spasticity through a powered elbow exoskeleton," 2017.
- [11] J. T. Hansen, *Netter. Anatomía Clínica*. Elsevier Health Sciences, 2020.
- [12] C. F. Rodríguez, H. Quintero, and H. Aschner, "Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones," *Revista de Ingeniería*, pp. 36-44, 2005.

- [13] I. A. Kapandji and M. T. Lacomba, *Fisiología Articular/ Articulate Psychology: Miembro Superior*. Editorial Medica Panamericana Sa de, 2006.
- [14] A. Mahiques. "Exploración Reglada Del Hombro." CLÍNICA DE TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEdia ARTURO MAHIQUES. <http://www.cto-am.com/hombroexploracion.htm> (accessed).
- [15] J. A. Diego-Mas, "Evaluación del riesgo por las fuerzas ejercidas en el puesto de trabajo o en la utilización de máquinas mediante la norma EN 1005-3," *Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia*, 2015.
- [16] B. J. Bustos-Viviescas, L. A. Duran Luna, and A. A. Acevedo-Mindiola, "Asociación de la resistencia muscular en flexiones de brazo y el test de repetición máxima en press banca," *Revista Cubana de Medicina Militar*, vol. 50, 2021.
- [17] L. E. Brown and J. P. Weir, "Recomendación de procedimientos de la ASEP (Sociedad Americana de Fisiólogos del Ejercicio): Evaluación exacta de la Fuerza y la Potencia Muscular," *PubliCE (tp://www.sobreentrenamiento.com/PubliCE/Home.asp)*, vol. 24, pp. 02-03, 2003.
- [18] I. T. 12295, "Ergonomics—Application Document for ISO Standards on Manual Handling (ISO 11228-1, ISO 11228-2 and ISO 11228-3) and Static Working Postures (ISO 11226)," ed: ISO Geneva, Switzerland, 2004.
- [19] A. Rodríguez Ruiz, "Caracterización mecánica, física y térmica de la madera pino Radiata D Don," 2019.
- [20] J. A. Diego-Mas, "Análisis biomecánico estático coplanar," *Ergonautas, Universidad Politécnica de Valencia*, 2015.
- [21] L. R. Sacoto Aguilar and C. G. Zaruma Avila, "Implementación de un sistema de control mediante Galgas extensiométricas para estructuras esenciales," 2021.
- [22] F. Quiles-Latorre, C. D. Moreno-Moreno, I. M. Moreno-García, J. A. Olmedo-Rivera, and M. A. Ortiz-López, "Diseño del interfaz de una balanza electrónica basada en una celda de carga," *minute book SAAEI2018, Córdoba*, pp. 272-277, 2018.
- [23] S. Al-Mutlaq and A. Wende, "Load cell amplifier HX711 breakout hookup guide," Retrieved from Sparkfun Start Something website: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/load-cell-amplifier-hx711-breakout-hookupguide/introduction>, 2016.
- [24] A. Nano, "Arduino Nano," A MOBICON Company, 2018.

- [25] S. A. Arduino, "Arduino," *Arduino LLC*, vol. 372, 2015.
- [26] R. Pi, "Raspberry pi 3 model b," *online*].(<https://www.raspberrypi.org>, 2015.
- [27] M. N. Orta Amaro, "Copal: Microestructura, composición y algunas propiedades relevantes," 2007.
- [28] P. Espinosa, D. Proaño, L. Barrera Peñafiel, and E. Crespo, *Catálogo de madera Estructural de Ecuador*. 2018.
- [29] A. C. Andrade, V. T. Torres, F. Q. Moyota, G. C. Casa, and B. T. Dávila, "Luxación posterior inveterada de hombro," *Revista Ecuatoriana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 9, no. Fascículo 1, pp. 54-58, 2020.

ANEXOS

Anexo 1. Código en Arduino para medición y visualización de fuerza con HX711 y LCD.

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include "HX711.h"
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mySerial(1,0);//RX, TX
#define DEBUG_HX711
// Parámetro para calibrar el peso y el sensor
#define CALIBRACION 56224.3386222
//LCD
LiquidCrystal_I2C lcd (0x27,16,2);
int screenWidth = 16;
int screenHeight = 16;
String line1 = "Medidor de Fuerza";
int stringStart, stringStop = 0;
int scrollCursor = screenWidth;
// Pin de datos del sensor hx711 y de reloj
byte pinData = 3;
byte pinClk = 2;
// Objeto HX711
HX711 MFuerza;
float valor; //Valor kgf
float newt; //Valor en Newtons
void setup() {
#ifdef DEBUG_HX711
// Iniciar comunicación serie
mySerial.begin(9600);//Velocidad BT
Serial.begin(9600);
//Serial.println("[HX7] Inicio del sensor HX711");
#endif
// Iniciar sensor
MFuerza.begin(pinData, pinClk);
// Aplicar la calibración
MFuerza.set_scale(CALIBRACION);
// Iniciar la tara
// El peso actual es considerado Tara.
MFuerza.tare();
lcd.init();
lcd.backlight();
}
void loop() {
#ifdef DEBUG_HX711
delay(2);
```

```

Serial.print(MFuerza.get_units(), 1);
valor = MFuerza.get_units();
if(valor<0) {
valor = 0;
}
newt = valor * 9.80 ;
//Serial.print(" Kgf"); -> Genera error
Serial.println();
//Imprimir valor en LCD
lcd.setCursor(scrollCursor, 0);
lcd.print(line1.substring(stringStart, stringStop));
delay(200);
lcd.clear();
if(stringStart == 0 && scrollCursor > 0){
scrollCursor--;
stringStop++;
}
else if (stringStart == stringStop) {
stringStart = stringStop = 0;
scrollCursor = screenWidth;
}
else if (stringStop == line1.length() && scrollCursor == 0){
stringStart++;
}
else {
stringStart++;
stringStop++;
}
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print(valor);
lcd.setCursor(4, 1);
lcd.print("Kgf");
lcd.setCursor(11, 1);
lcd.print(newt);
lcd.setCursor(15, 1);
lcd.print("N");
#endif
}

```

Anexo 2. Código de programación de la aplicación para medición de fuerza y registro de datos.

```
% Callbacks that handle component events
methods (Access = private)
% Button pushed function: ConectarButton
function ConectarButtonPushed(app, event)
% Limpia y desocupa el Port para evitar errores
clc;
COMselectedOption = app.DropDown.Value;
portName = COMselectedOption;
delete(instrfind({'Port'}, {portName}));
try
% Intenta abrir el puerto serie COM4
s = serial(portName, "BaudRate", 9600);
% Intenta abrir y cerrar el puerto serie
fopen(s);
fclose(s);
% Si el puerto serie se abre y cierra correctamente, cambia el color de la lámpara a verde
app.Lamp.Color = 'green';
% Habilita los edit fields que deseas activar
app.NombresEditField.Enable = 'on';
app.EdadEditField.Enable = 'on';
app.ClaseSocialDropDown.Enable = 'on';
app.EtniaDropDown.Enable = 'on';
app.SexoDropDown.Enable = 'on';
app.NumerodeFlexionesEditField.Enable = 'on';
app.DuracinsEditField.Enable = 'on';
app.TiempodedescansosEditField.Enable = 'on';
catch
% Si ocurre un error al intentar abrir o cerrar el puerto serie, cambia el color de la
lámpara a rojo
app.Lamp.Color = 'red';
% Habilita los edit fields que deseas activar
app.NombresEditField.Enable = 'off';
app.EdadEditField.Enable = 'off';
app.ClaseSocialDropDown.Enable = 'off';
app.EtniaDropDown.Enable = 'off';
app.SexoDropDown.Enable = 'off';
app.NumerodeFlexionesEditField.Enable = 'off';
app.DuracinsEditField.Enable = 'off';
app.TiempodedescansosEditField.Enable = 'off';
end
end
```

```

% Button pushed function: EmpezarButton
function EmpezarButtonPushed(app, event)
% Obtiene los valores de duración, repeticiones y descanso de los campos de edición
numérica
duracion = app.DuracinsEditField.Value;
repeticiones = app.NumerodeFlexionesEditField.Value;
descanso = app.TiempodedescansosEditField.Value;
% Obtiene el nombre del paciente
nombrePaciente = app.NombresEditField.Value;
% Verifica si ya existe un archivo de Excel con el nombre del paciente
existente = exist([nombrePaciente '.xlsx'], 'file');
% Si el archivo existe, se obtiene el número de sesión actual
if existente
% Leer el archivo existente y obtener el número de sesión actual
[~, sheetNames] = xlsfinfo([nombrePaciente '.xlsx']);
numSesiones = sum(contains(sheetNames, 'Fuerza Sesion'));
numSesionActual = numSesiones + 1;
else
% El archivo no existe, se establece el número de sesión actual en 1
numSesionActual = 1;
end
% Crea un objeto serial para comunicarse con el Arduino Nano
COMselectedOption = app.DropDown.Value;
portName = COMselectedOption;
s = serial(portName, "BaudRate", 9600);
% Abre el puerto serie
fopen(s);
% Espera 5 segundos antes de continuar
pause(5);
% Inicializa variables para almacenar los datos y el tiempo
data = [];
t = [];
tiempoAcumulado = 0; % Variable para llevar el seguimiento del tiempo acumulado
fuerzasMaximas = []; % vector para almacenar las fuerzas máximas de cada pico
% Repite la toma de datos según el número de repeticiones especificadas
for rep = 1:repeticiones
% Pitido de inicio
frequency = 1000; % Frecuencia del pitido en Hz
duration = 1; % Duración del pitido en segundos
fs = 44100; % Frecuencia de muestreo (por defecto, puedes ajustarla si es necesario)
temp = 0:1/fs:duration; % Vector de tiempo
y = sin(2*pi*frequency*temp); % Generar el tono
soundsc(y, fs); % Reproducir el tono
% Enciende de nuevo la lampara a verde
app.LampIni.Color = 'green';
drawnow;
% Inicializa el tiempo de inicio de la repetición

```

```

startTime = datetime('now');
fuerzaMaxima = -inf; %reiniciar la variable fuerzaMaxima para cada repetición
% Recibe y grafica datos en tiempo real durante la duración especificada
while (seconds(datetime('now') - startTime) < duracion)
% Lee un valor desde el puerto serie
value = fscanf(s);
% Convierte el valor a un número
value = str2double(value);
% Agrega el valor a la matriz de datos
data(end+1) = value;
% Verificar y actualizar la fuerzaMaxima en cada iteración
if value > fuerzaMaxima
fuerzaMaxima = value;
end
% Calcula el tiempo transcurrido desde el inicio de la repetición
elapsedTime = datetime('now') - startTime;
% Convierte el tiempo transcurrido a segundos
elapsedTimeInSeconds = seconds(elapsedTime);
% Agrega el tiempo transcurrido en segundos, teniendo en cuenta el tiempo acumulado
t = [t, elapsedTimeInSeconds + tiempoAcumulado];
% Actualiza y grafica los valores de fuerza en un Gauge
app.ForceGaugeKgf.Value = value;
drawnow
end
% Cambia la lámpara a amarillo durante el tiempo de descanso
app.LampIni.Color = 'yellow';
drawnow;
% Pausa el tiempo de descanso sin bloquear la ejecución del programa
startPause = tic;
% Pitido de fin
frequency = 500; % Frecuencia del pitido en Hz
duration = 1; % Duración del pitido en segundos
fs = 44100; % Frecuencia de muestreo (por defecto, puedes ajustarla si es necesario)
temp = 0:1/fs:duration; % Vector de tiempo
y = sin(2*pi*frequency*temp); % Generar el tono
soundsc(y, fs); % Reproducir el tono
while toc(startPause) < descanso
% Almacenar la fuerzaMaxima del pico en el vector fuerzasMaximas
fuerzasMaximas = [fuerzasMaximas, fuerzaMaxima];
% Lee un valor desde el puerto serie
value = fscanf(s);
% Convierte el valor a un número
value = str2double(value);
% Agrega el valor a la matriz de datos
data(end+1) = value;
% Calcula el tiempo transcurrido desde el inicio de la repetición
elapsedTime = datetime('now') - startTime;

```

```

% Convierte el tiempo transcurrido a segundos
elapsedTimeInSeconds = seconds(elapsedTime);
% Agrega el tiempo transcurrido en segundos, teniendo en cuenta el tiempo acumulado
t = [t, elapsedTimeInSeconds + tiempoAcumulado];
% Actualiza y grafica los valores de fuerza en un Gauge
app.ForceGaugeKgf.Value = value;
drawnow
end
% Actualiza el tiempo acumulado para la siguiente repetición
tiempoAcumulado = t(end);
end
% Cierra el puerto serie cuando se cierra la aplicación
fclose(s);
% Grafica los datos en tiempo real
plot(app.UIAxes, t, data);
% Calcular y mostrar la fuerza máxima promedio
fuerzaMaximaPromedio = mean(fuerzasMaximas);
app.MaximaPromedio.Text = [num2str(fuerzaMaximaPromedio), ' Kgf'];
% Crea una tabla con los datos del paciente
patientData = table({app.NombresEditField.Value}, app.EdadEditField.Value,
{app.SexoDropDown.Value}, {app.EtniaDropDown.Value},
{app.ClaseSocialDropDown.Value}, 'VariableNames', {'Nombre', 'Edad', 'Sexo', 'Etnia',
'ClaseSocial'});
% Guarda la tabla con los datos del paciente en una hoja de cálculo llamada "Datos del
paciente"
writetable(patientData, [nombrePaciente '.xlsx'], 'Sheet', 'Datos del paciente');
% Crea el nombre de la hoja de cálculo de fuerza para la sesión actual
nombreHojaFuerza = ['Fuerza Sesion ' num2str(numSesionActual)];
% Crea una hoja para guardar los resultados de fuerza maxima promedio
xlswrite([nombrePaciente '.xlsx'], fuerzaMaximaPromedio, 'Fuerza máxima promedio');
% Crea una tabla con los datos de la fuerza en función del tiempo
xlswrite([nombrePaciente '.xlsx'], [t, data], nombreHojaFuerza);
% Leer datos de archivo de Excel
data = xlsread([app.NombresEditField.Value '.xlsx'], nombreHojaFuerza);
t = data(:,1);
force = data(:,2);
% Encontrar valor máximo y su posición
[max_force, idx] = max(force);
% Obtener tiempo correspondiente al valor máximo
max_time = t(idx);
% Imprimir valores de fuerza máxima y su tiempo
app.MaxForce.Text = [num2str(max_force), ' Kgf'];% Convertir los valores a cadenas
app.TimeMaxForce.Text = [num2str(max_time), ' s'];
% Limpiar la UI Axes antes de graficar nuevos datos
cla(app.UIAxes);
% Configura el objeto UIAxes para mostrar los datos
app.UIAxes.XLim = [0 repeticiones * (duracion + descanso)];

```



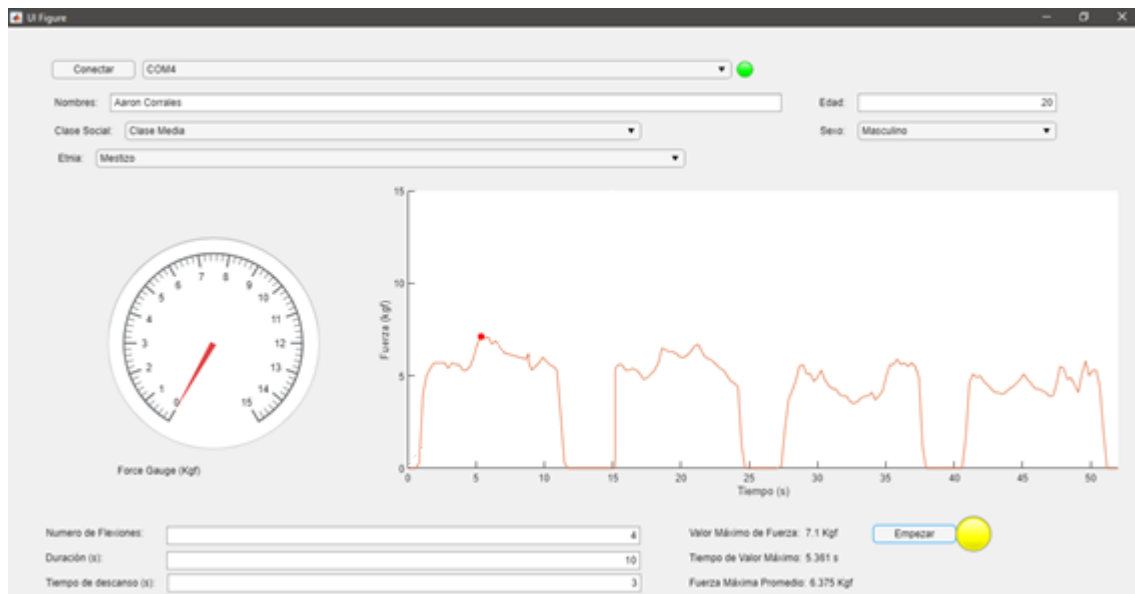
```

app.UIAxes.YLim = [0 20];
% Grafica los datos en tiempo real
plot(app.UIAxes, t, data);
% Encuentra el punto máximo en la gráfica
hold(app.UIAxes, 'on');
scatter(app.UIAxes, max_time, max_force, 'filled', 'MarkerFaceColor', 'red');
hold(app.UIAxes, 'off');
% Actualiza la gráfica
drawnow;
end

% Value changed function: TiempodedescansosEditField
function TiempodedescansosEditFieldValueChanged(app, event)
if (app.NumerodeFlexionesEditField.Value)>0 && (app.DuracinsEditField.Value)>0
&& (app.TiempodedescansosEditField.Value)>0
% Habilita el botón si ambos edit fields contienen información
app.EmpezarButton.Enable = 'on';
else
% Deshabilita el botón si uno o ambos edit fields están vacíos
app.EmpezarButton.Enable = 'off';
end
end
end

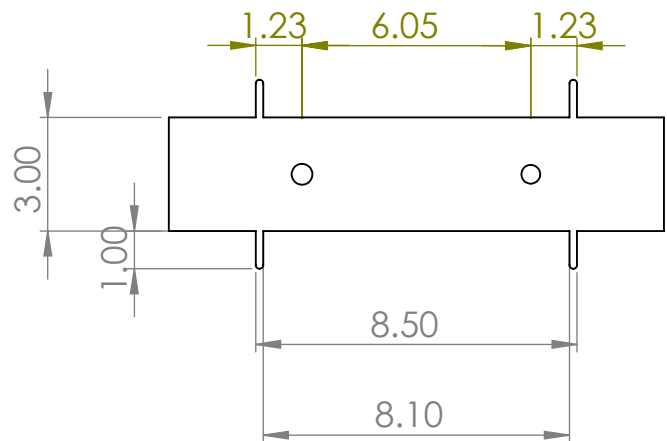
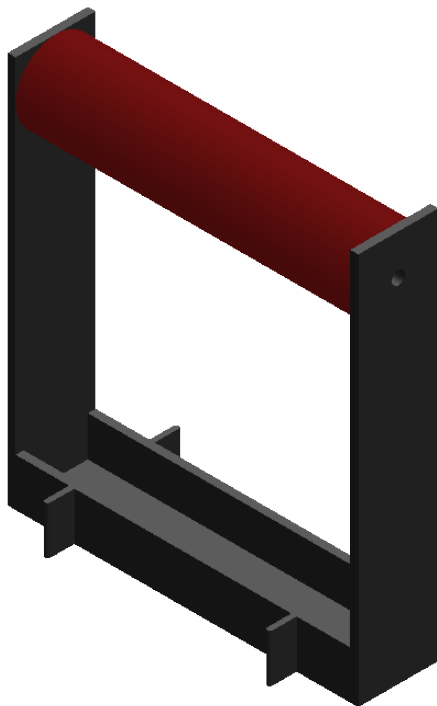
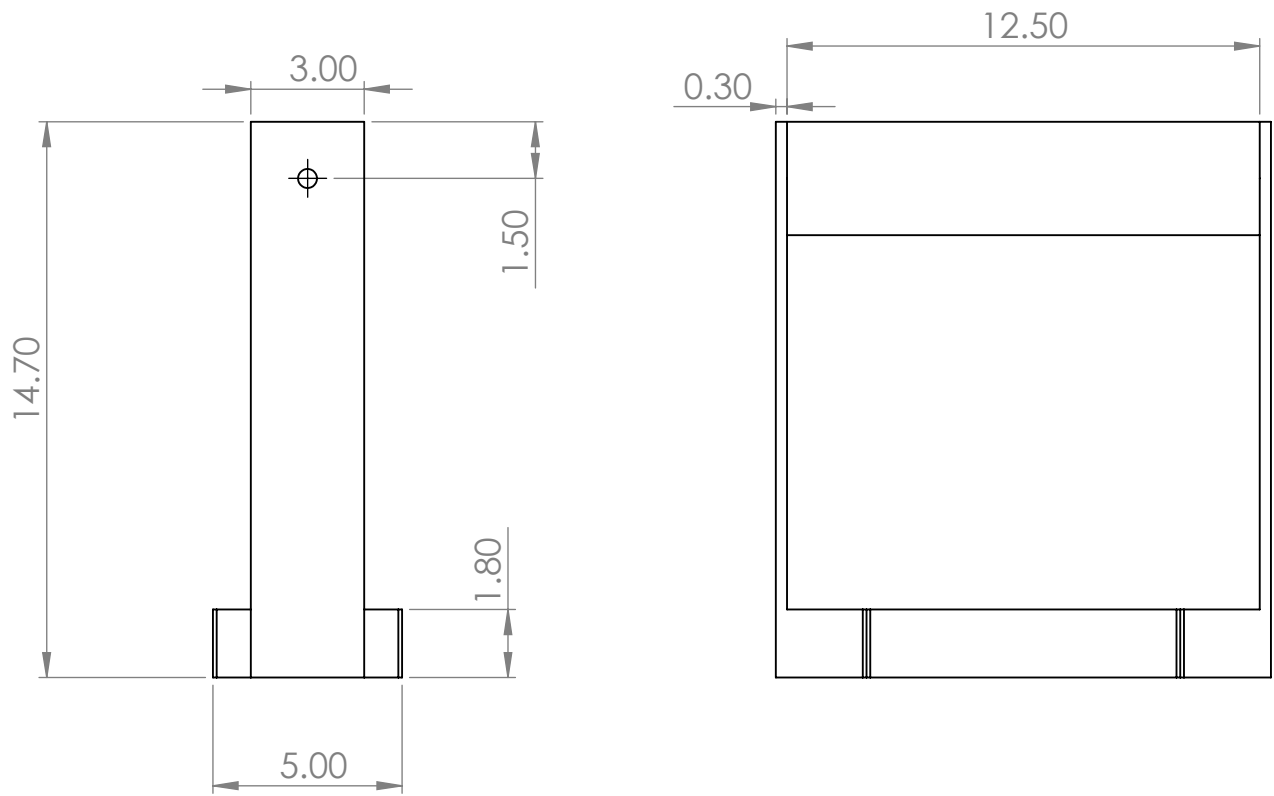
```

Anexo 3. Funcionamiento de la interfaz gráfica.

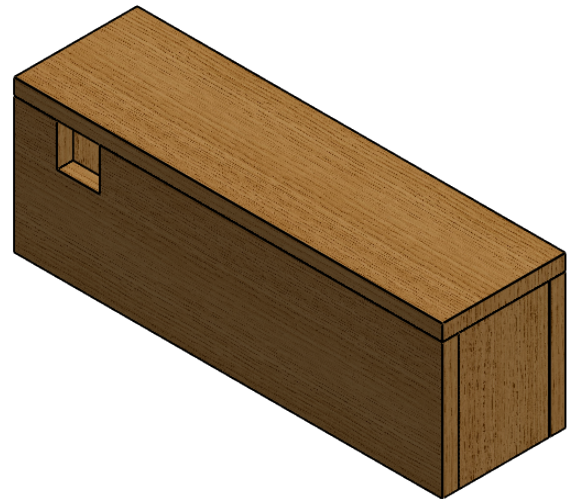
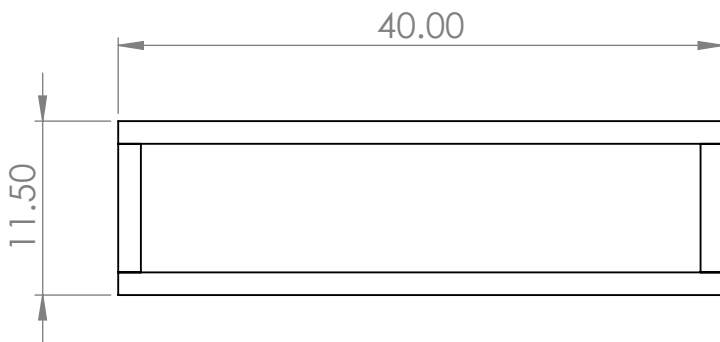
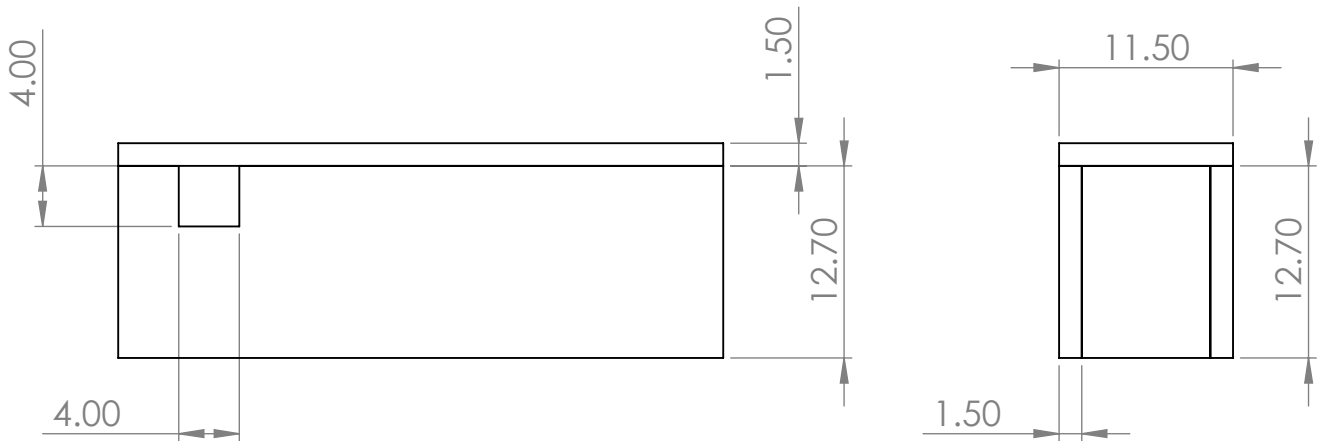


Anexo 4. Ensamblaje final y planos de diseño.

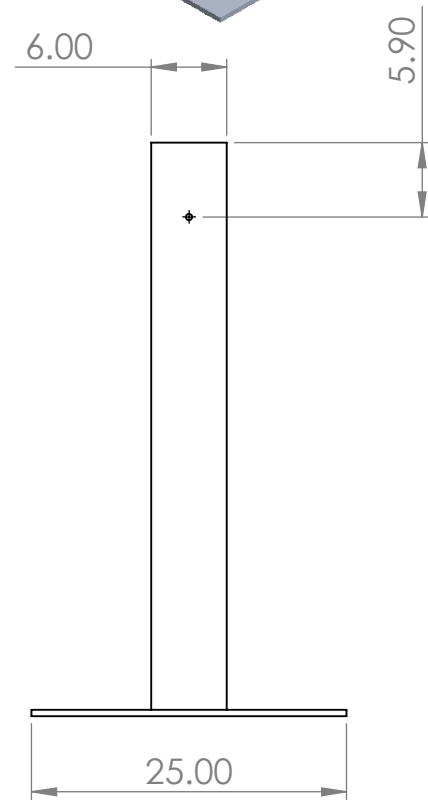
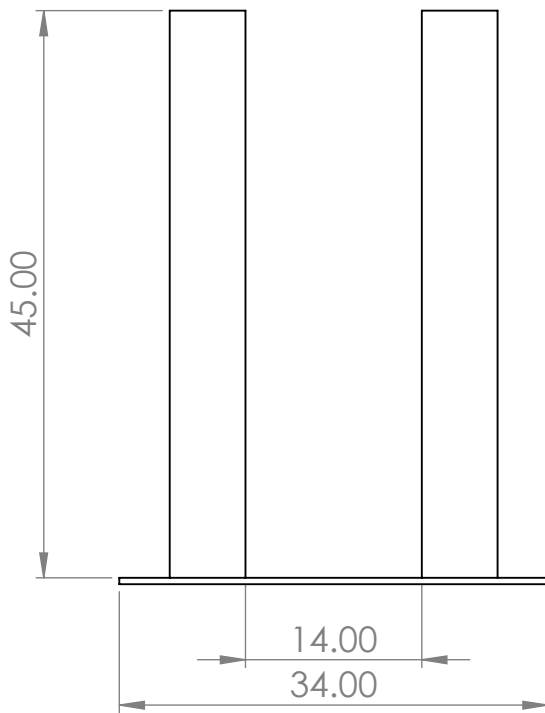
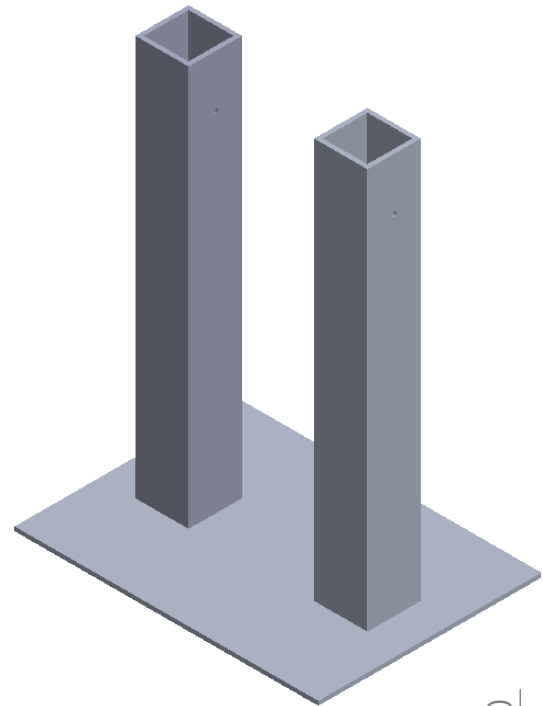
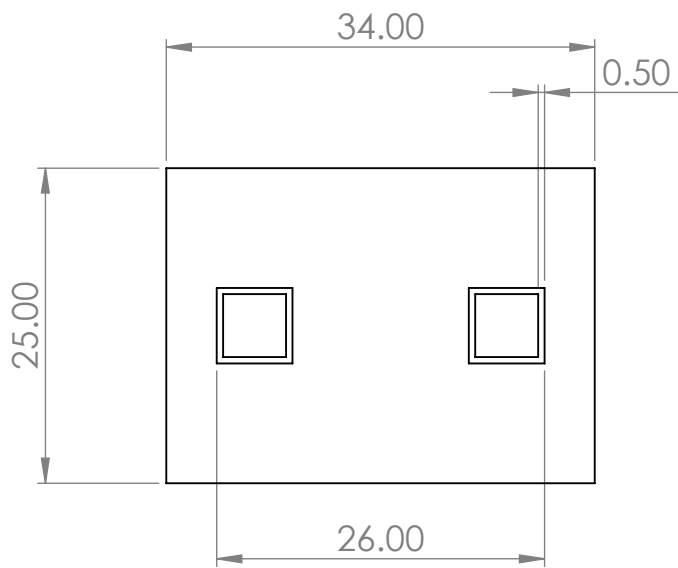




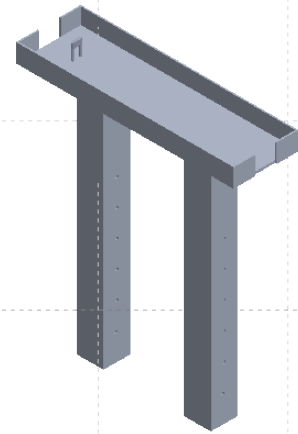
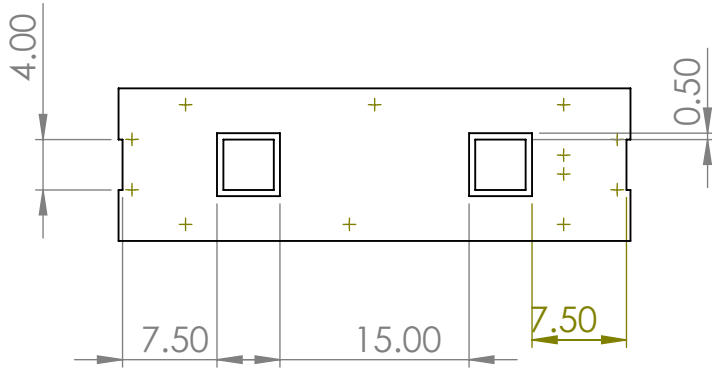
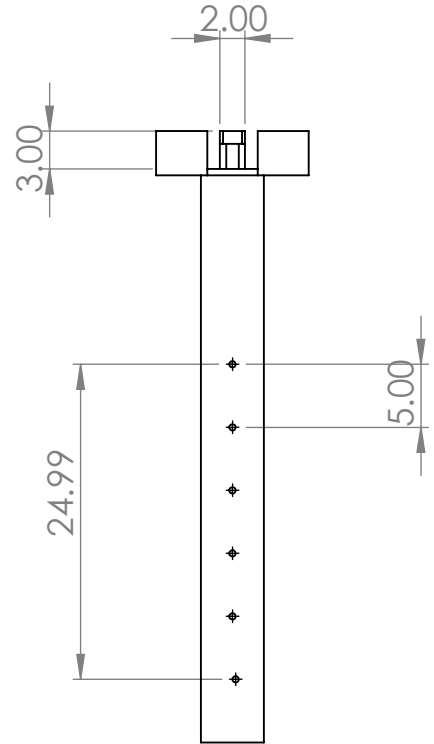
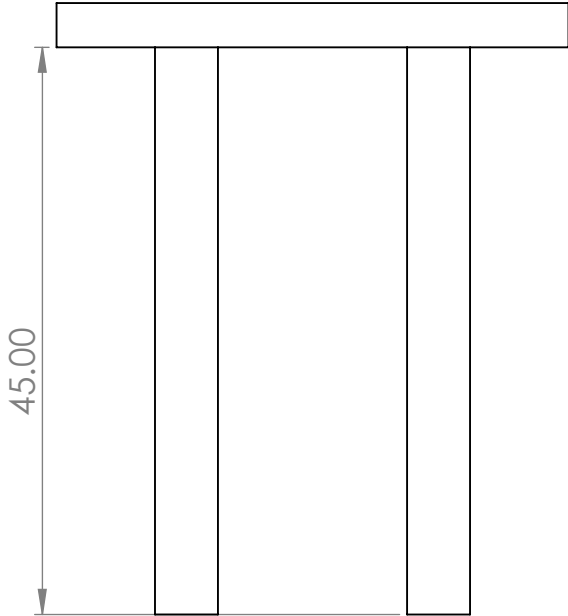
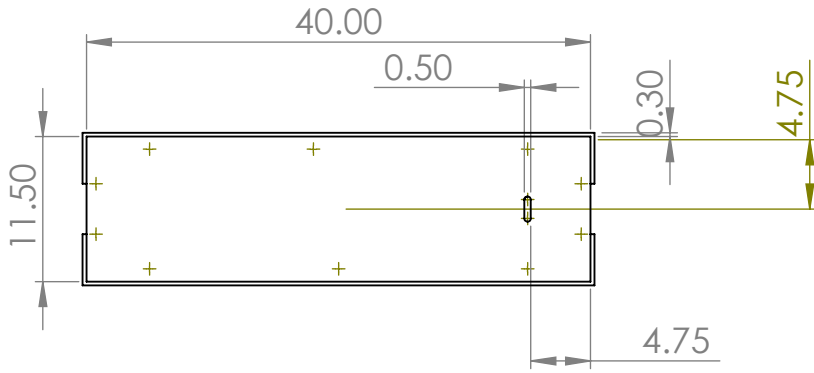
			Tolerancia	Peso	Materiales	
			±0.1		ASTM A36	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 27/07/23	David Quinto	Mango de agarre	1:5
			Rev. 27/07/23	David Ojeda		
			Apro. 27/07/23	David Ojeda		
					Número de dibujo	
Edición	Modificación	Fecha			MA-001	



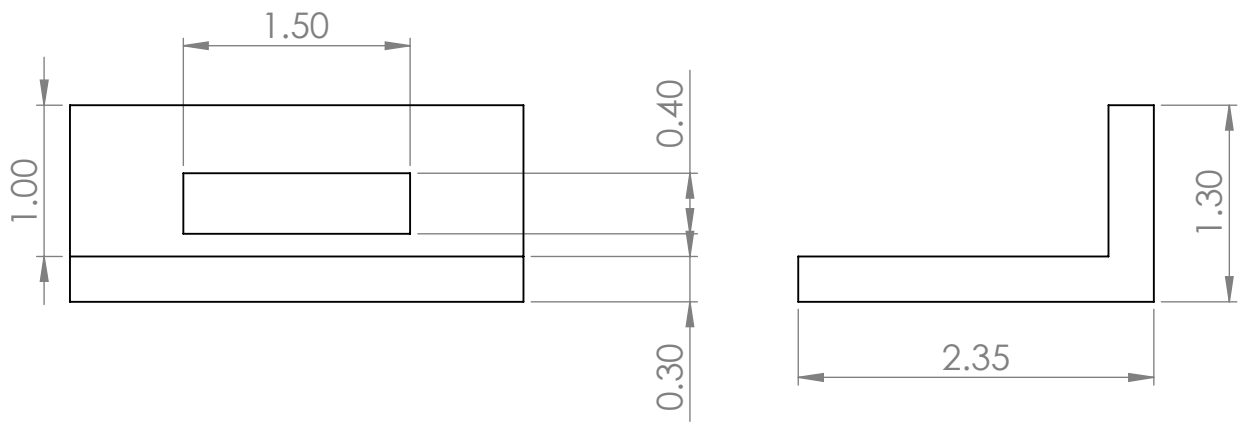
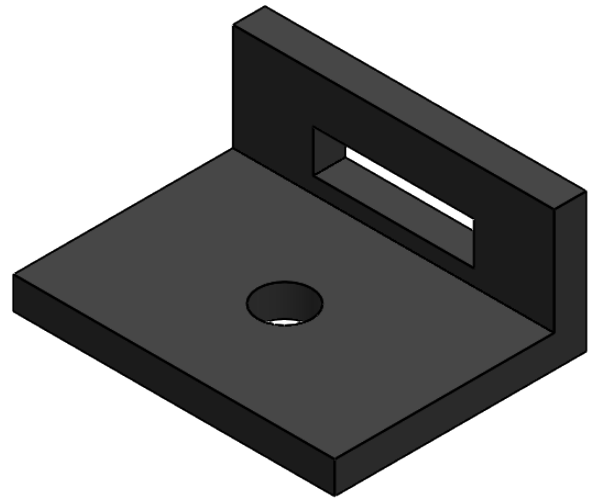
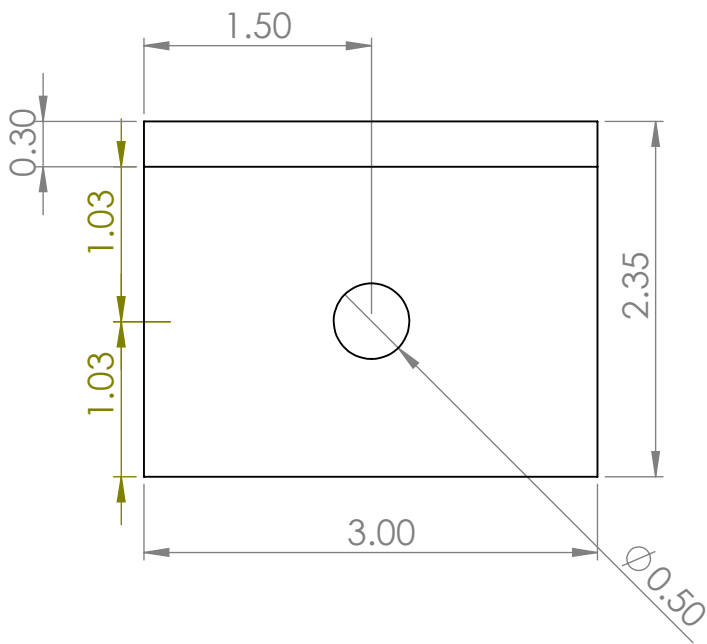
			Tolerancia	Peso	Materiales	
			±0.1		Madera Copal	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 27/07/23	David Quinto	Carcasa de soporte	1:5
			Rev. 27/07/23	David Ojeda		
			Apro. 27/07/23	David Ojeda		
					Número de dibujo	
Edición	Modificación	Fecha			CS-001	



			Tolerancia	Peso	Materiales	
			±0.1		Aluminio 7075 T6	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 27/07/23	David Quinto	Base Fija	1:6
			Rev. 27/07/23	David Ojeda		
			Apro. 27/07/23	David Ojeda		
			 		Número de dibujo	
Edición	Modificación	Fecha			BF-001	



			Tolerancia	Peso	Materiales	
			±0.1		Aluminio 7075 T6	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 27/07/23	David Quinto	Base Móvil	1:6
			Rev. 27/07/23	David Ojeda		
			Apro. 27/07/23	David Ojeda		
					Número de dibujo	
Edición	Modificación	Fecha			BM-001	



			Tolerancia	Peso	Materiales	
			±0.1		ASTM A36	
			Fecha	Nombre	Denominación	Escala
			Dib. 27/07/23	David Quinto	Soportes de fijación	2:1
			Rev. 27/07/23	David Ojeda		
			Apro. 27/07/23	David Ojeda		
					Número de dibujo	
Edición	Modificación	Fecha			FJ-001	