

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la  
Producción**

Diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de extremidad superior  
empleando señales mioeléctricas

**PROYECTO INTEGRADOR**

Previo la obtención del Título de:

**Ingenieros en Mecatrónica**

Presentado por:

Oswaldo Xavier Guerrero León

Elizabeth Belén Martínez Sánchez

**GUAYAQUIL - ECUADOR**

Año: 2020

## **DEDICATORIA**

El presente proyecto se lo dedico a mi madre Fani Rudi, quien con su bendición a diario a lo largo de mi carrera me ha dado las fuerzas para continuar; a mi padre Walter Lenin, por todo el tiempo y paciencia ayudándome a conseguir los materiales de cada proyecto; a mi hermano Lenin Andrés, por ser mi mayor motivación; a mi segunda madre, Flora Emerita, quien me ha apoyado en cada paso y ha confiado siempre en mí.

A mi familia, por sus consejos, comprensión y ayuda en todos los momentos difíciles.

Y a mis amigos y colegas, que me han apoyado a lo largo de mi carrera y me han ayudado a crecer profesionalmente.

**Oswaldo Xavier Guerrero León**

## **DEDICATORIA**

El presente proyecto se lo dedico a Dios por darme las fuerzas para seguir adelante.

A mis padres, Juan Martínez y Sonia Sánchez, quienes han sido mi apoyo incondicional en todos los aspectos de mi vida. Me han dado todo lo que soy como persona, mis valores, mis principios, mi perseverancia y mi coraje para conseguir mis objetivos. De igual forma a mis hermanos, Juan Daniel, Hellen, Juana y Génesis, crecer junto a ustedes ha sido el mejor regalo que me ha dado la vida.

Y a mis amigos, Kiara, Jeann y Francisco, por hacer mis días más bonitos.

**Elizabeth Belén Martínez Sánchez**

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco en primer lugar a Dios, por toda la sabiduría otorgada, a mis padres y hermano por encaminarme con las personas correctas en el desarrollo del proyecto, a mi mami Flori, por sus llamadas de aliento en cada presentación.

Al Ing. Efraín Terán por todos los consejos y aportes para realizar el presente proyecto.

A la Lic. Lorena Landívar, por aportarnos con conocimientos en el área de rehabilitación.

A mis amigos José Daniel, Roberto V, Emilia, Roberto J, Daniel, Walter, Naidine, Fernando, Mónica, Nashly, Paulina, Analía, Nicole, Allison, Danna y a mis colegas por acompañarme en mi vida universitaria.

**Oswaldo Xavier Guerrero León**

# AGRADECIMIENTOS

Mi agradecimiento se dirige en primer lugar a Dios, por permitirme estar junto a quienes amo. A mi familia por motivarme a seguir adelante a lo largo de mi vida universitaria y ayudarme con los recursos necesarios para lograr llegar a este punto.

Al Ing. Efraín Terán por ser nuestro tutor y guía a lo largo de este proyecto.

A la Lic. Lorena Landivar por su gentil labor brindándonos sus conocimientos en el área de la rehabilitación.

Y a mis amigos y colegas que a lo largo de la carrera estuvieron conmigo y me ayudaron a seguir adelante.

**Elizabeth Belén Martínez Sánchez**

## DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Oswaldo Xavier Guerrero León* y *Elizabeth Belén Martínez Sánchez* damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”

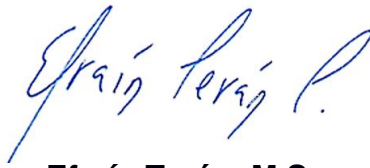


Oswaldo Xavier  
Guerrero León



Elizabeth Belén  
Martínez Sánchez

## EVALUADORES

A handwritten signature in blue ink, reading "Efraín Terán P." in a cursive style.

**Efraín Terán, M.Sc.**

TUTOR Y PROFESOR DE LA MATERIA

## RESUMEN

Las extremidades superiores son indispensables para el desarrollo de las actividades diarias, por esto cualquier afectación que exista en dichos músculos impediría el correcto funcionamiento de toda la extremidad, siendo la rehabilitación física un proceso clave para tratar estos traumatismos y patologías. El presente proyecto integrador busca implementar un equipo tecnológico e innovador el cual permita optimizar el proceso de rehabilitación y lograr un diagnóstico más objetivo. Para lo cual se plantea diseñar la estructura mecánica de un exoesqueleto adaptable al miembro superior con 5 grados de libertad, encargado de adquirir y procesar las señales mioeléctricas obtenidas a través de los sensores adaptados en los músculos del paciente, dicha señal permite activar los motores presentes en las articulaciones y monitorear el estado del paciente a través de una aplicación de escritorio.

Se trabajó con el sensor mioeléctrico Oymotion para captar las señales, procesarlas y enviarlas hacia el servodrive, logrando así controlar los servomotores. El cerebro de todo este circuito es el microcontrolador ESP32, encargado de enviar esta información hacia la aplicación por medio del módulo Wi-Fi integrado en su placa. Mientras que, para realizar el modelamiento de la estructura mecánica, se empleó el software Inventor.

El análisis de estrés realizado demostró que no existían zonas de esfuerzo crítico dentro de la estructura, además de presentar un factor de seguridad de aproximadamente 15, Además, se realizó un control de la actividad muscular, generando una señal de activación cuando se contrae el músculo.

De esta forma, se logró diseñar un equipo innovador completamente seguro para el uso de los pacientes, el cual efectúa el 71% de todos los movimientos posibles. Incluyendo una interfaz de usuario intuitiva, especialmente diseñada para el terapeuta.

**Palabras Clave:** Exoesqueleto, Señales mioeléctricas, Rehabilitación, Extremidad superior.



## **ABSTRACT**

*The upper extremities are essential for daily activities, which is why any affectation that exists in these muscles would prevent the proper operation of the entire limb, being physical rehabilitation a key process to treat these traumas and pathologies. This integrating project seeks to implement a technological and innovative equipment that allows optimizing the rehabilitation process and achieving a more objective diagnosis. Therefore, proceeded to design the mechanical structure of an exoskeleton adaptable to the upper limb with 5 degrees of freedom, in charge of acquiring and processing the myoelectric signals obtained through the sensors adapted to the patient's muscles, said signal allows activating the motors present in the joints and monitor the patient's condition through a desktop application.*

*The Oymotion myoelectric sensor was used to capture the signals, process them and send them to the servo drive, thus managing to control the servo motors. The brain of this entire circuit is the ESP32 microcontroller, in charge of sending this information to the application through the Wi-Fi module built into its board. While carrying out the modeling of the mechanical structure, the Inventor software was used.*

*The stress analysis carried out showed that there were no critical stress zones within the structure, in addition to presenting a safety factor of approximately 15, a control of muscle activity was carried out, generating an activation signal when the muscle contracts.*

*In this way, it was possible to design a piece of innovative equipment that is completely safe for the use of patients, which performs 71% of all possible movements. Including an intuitive user interface, specially designed for the therapist.*

**Key Words:** *Exoskeleton, Myoelectric signals, Rehabilitation, Upper extremity.*

# ÍNDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT .....	II
ÍNDICE GENERAL .....	III
ABREVIATURAS.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS .....	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	IX
ÍNDICE DE PLANOS.....	X
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción .....	1
1.1 Descripción del problema .....	2
1.2 Justificación del problema .....	2
1.3 Objetivos .....	3
1.3.1 Objetivo general.....	3
1.3.2 Objetivos específicos .....	3
1.4 Marco teórico.....	3
1.4.1 Miembro superior .....	3
1.4.2 Electromiografía (EMG) .....	9
1.4.3 Rehabilitación .....	14
1.4.4 Exoesqueleto robótico .....	15
CAPÍTULO 2.....	21
2. Metodología .....	21
2.1 Selección de la alternativa de solución.....	21
2.2 Proceso de diseño.....	22
2.3 Requerimientos de diseño .....	23
2.4 Diseño conceptual.....	24
2.5 Parámetros del diseño mecánico .....	24

2.5.1	Rango de movimientos en cada articulación del brazo.....	25
2.5.2	Dimensiones antropométricas.....	29
2.6	Análisis estático.....	30
2.7	Ensamble del sistema 3D.....	31
2.8	Cálculo de torques de las articulaciones .....	32
2.9	Selección de motores.....	33
2.10	Diseño de juntas soldadas y empernadas.....	34
2.10.1	Diseño de junta empernada sometida a carga axial .....	34
2.10.2	Diseño de junta soldada .....	38
2.11	Selección del sensor muscular.....	41
2.12	Selección de la unidad de cómputo.....	42
2.13	Procesamiento de señales mioeléctricas .....	43
2.14	Diagrama de conexiones eléctricas.....	44
2.15	Diseño del sistema de control .....	45
2.16	Diseño de la aplicación de escritorio .....	46
CAPÍTULO 3.....		48
3.	Análisis y resultados.....	48
3.1	Diseño 3D del exoesqueleto.....	48
3.2	Simulación de movimientos.....	49
3.3	Análisis estático.....	50
3.4	Circuito eléctrico de funcionamiento.....	52
3.5	Procesamiento de señales mioeléctricas .....	53
3.6	Sistema de control de los motores .....	56
3.7	Interfaz gráfica de la aplicación de escritorio.....	57
3.8	Análisis de costos.....	60
CAPÍTULO 4.....		65
4.	Conclusiones y recomendaciones .....	65

4.1	Conclusiones.....	65
4.2	Recomendaciones.....	66

BIBLIOGRAFÍA

APÉNDICES

## **ABREVIATURAS**

ESPOL Escuela Superior Politécnica del Litoral

GDL Grados de libertad

WHO World Health Organization

OMS Organización Mundial de la Salud

UM Unidad motora

EMG Electromiografía

EMGs Electromiografía de superficie

CG Centro de gravedad

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Estructura de la cintura escapular y el miembro superior .....	4
Figura 1.2 Músculos que colocan la cintura escapular en posición .....	5
Figura 1.3 Músculos que mueven el brazo .....	7
Figura 1.4 Músculos que mueven el antebrazo y la mano .....	8
Figura 1.5 Unidad motora fisiológicamente .....	10
Figura 1.6 Electromiógrafo .....	11
Figura 1.7 Electrodo de aguja .....	11
Figura 1.8 Electrodo de superficie .....	12
Figura 1.9 Señales EMG generadas por la contracción del bíceps .....	13
Figura 1.10 Exoesqueleto de topología antropológica.....	16
Figura 1.11 Exoesqueleto pasivo .....	17
Figura 1.12 Exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior .....	18
Figura 1.13 Berkeley Lower Extremity Exoskeleton .....	19
Figura 1.14 Exoesqueleto de rehabilitación AKROD .....	20
Figura 2.1 Flujograma de la metodología del proceso de diseño .....	23
Figura 2.2 Diseño conceptual de la solución planteada .....	24
Figura 2.3 Arco de flexo-extensión del hombro .....	25
Figura 2.4 Arco de abducción-aducción del hombro .....	26
Figura 2.5 Rotación interna-externa del hombro .....	26
Figura 2.6 Arco de flexo-extensión del codo .....	27
Figura 2.7 Arco de pronosupinación .....	27
Figura 2.8 A: Flexión de la muñeca. B: Extensión de la muñeca.....	27
Figura 2.9 Arco de pronosupinación de la muñeca .....	28
Figura 2.10 Dimensiones antropométricas requeridas para el diseño .....	29
Figura 2.11 Vista en explosión del ensamble del mecanismo .....	31
Figura 2.12 Junta empernada más crítica de la estructura.....	35
Figura 2.13 Junta empernada sometida a carga axial.....	35
Figura 2.14 Estructura de la junta principal .....	36
Figura 2.15 Tornillo de rosca métrica hexagonal (ISO 4017) .....	36
Figura 2.16 Tuerca milimétrica hexagonal (ISO 4032) .....	37
Figura 2.17 Fuerzas en una unión empernada sometida a tracción.....	37
Figura 2.18 Selección de junta soldada: base de la estructura .....	39

Figura 2.19 Soldadura en ángulo .....	39
Figura 2.20 Calculadora inventor de filete de soldadura .....	40
Figura 2.21 Circuito de procesamiento de la señal mioeléctricas .....	43
Figura 2.22 Diagrama de conexiones eléctricas .....	44
Figura 2.23 Estructura del Sistema de control .....	45
Figura 2.24 Diagrama de clases .....	46
Figura 2.25 Diagrama entidad – relación de la base de datos .....	47
Figura 2.26 Diagrama de protocolos de comunicación .....	47
Figura 3.1 Ensamble 3D del exoesqueleto .....	48
Figura 3.2 Desplazamiento de la máquina debido a la carga aplicada .....	50
Figura 3.3 Esfuerzo debido a la carga aplicada .....	51
Figura 3.4 Factor de seguridad de la estructura al ser sometida a una carga .....	52
Figura 3.5 Diagrama de bloques del circuito eléctrico .....	53
Figura 3.6 Señales mioeléctricas sin procesar (gráfica Voltaje vs. Tiempo) .....	53
Figura 3.7 Serial arduino con valores de voltaje mioeléctricos .....	54
Figura 3.8 Señal procesada en reposo (gráfica Voltaje vs. Tiempo) .....	55
Figura 3.9 Señal de pulso al ejecutar un movimiento (gráfica Voltaje vs. Tiempo) .....	55
Figura 3.10 Diagrama de flujo del sistema de control de motores .....	56
Figura 3.11 Pantalla de inicio de la aplicación .....	57
Figura 3.12 Menú principal de la aplicación .....	58
Figura 3.13 Listado de pacientes registrados .....	58
Figura 3.14 Información del paciente .....	59
Figura 3.15 Ajustes terapia / Electromiografía .....	59
Figura 3.16 Registro de rango de movimientos en la aplicación .....	60
Figura 3.17 Piezas analizadas dentro del software CAM – Inventor .....	62
Figura 3.18 Pieza analizada dentro del software CAM – Inventor .....	62

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Músculos que colocan la cintura escapular en posición .....	6
Tabla 1.2 Músculos que mueven el brazo .....	8
Tabla 1.3 Músculos que mueven el antebrazo y la mano.....	9
Tabla 1.4 Escala de medición de la fuerza de los músculos .....	15
Tabla 1.5 Clasificación de los exoesqueletos en función de la topología .....	16
Tabla 1.6 Clasificación de los exoesqueletos en función del modo de trabajo .....	17
Tabla 1.7 Clasificación de los exoesqueletos de acuerdo con la funcionalidad .....	18
Tabla 2.1 Matriz de decisión.....	22
Tabla 2.2 Amplitud de movimientos de cada articulación del brazo .....	25
Tabla 2.3 Movimientos definidos para cada articulación .....	28
Tabla 2.4 Dimensiones antropométricas requeridas para el diseño .....	30
Tabla 2.5 Torque máximo en función del peso de una persona .....	32
Tabla 2.6 Especificaciones – Motores seleccionados .....	33
Tabla 2.7 Especificaciones - Reductor seleccionado .....	34
Tabla 2.8 Resultados de cálculos de diseño .....	38
Tabla 2.9 Tabla comparativa de sensores EMG .....	41
Tabla 2.10 Tabla comparativa de unidades de cómputo .....	42
Tabla 3.1 Ejecución de los movimientos especificados.....	49
Tabla 3.2 Presupuesto para componentes del equipo .....	61
Tabla 3.3 Presupuesto para fabricación de piezas.....	63
Tabla 3.4 Presupuestos gastos de importación y honorarios .....	64



## ÍNDICE DE PLANOS

- PLANO 1 Circuito de alimentación
- PLANO 2 Circuito de instrumentación
- PLANO 3 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-03
- PLANO 4 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-07
- PLANO 5 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-12
- PLANO 6 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-13
- PLANO 7 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-14
- PLANO 8 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-16
- PLANO 9 Proyección de vistas ISO-A de la pieza AM-17

# CAPÍTULO 1

## 1. INTRODUCCIÓN

Las extremidades superiores son indispensables para el desarrollo de las actividades diarias de la persona promedio. Cualquier afectación en los músculos que conforman estos miembros impedirían el correcto funcionamiento de toda la extremidad. Existen diferentes causas que reducen la movilidad de las extremidades superiores. Algunas afectan directamente al miembro; otras pueden ser una repercusión de dolencias como lesiones en la médula espinal, enfermedades neurológicas, accidentes cerebrovasculares, entre otros.

La rehabilitación es fundamental para recuperar la movilidad óptima del miembro afectado [1]. Sin embargo, la recuperación total es imposible para algunos tipos de traumas y patologías. No obstante, se puede tener avances significativos con el correcto tratamiento y diagnóstico terapéutico.

Para llevar a cabo la terapia física se emplean tres tipos de ejercicios: activos, pasivos y activos asistidos. Los activos son ejercicios realizados de manera autónoma por el paciente. Los pasivos los realiza el terapeuta, sin que el paciente realice alguna actividad de manera voluntaria. Mientras que los activos asistidos, es una combinación de ambos, la contracción muscular realizada por el paciente y la movilidad articular realizada por el fisioterapeuta.

Para realizar el diagnóstico médico, se mide la angulación que producen las articulaciones afectadas mediante un goniómetro y la fuerza de los músculos mediante una escala de cinco niveles, este método se considera subjetivo debido a que depende de la experiencia del terapeuta y la predisposición del paciente.

Por este motivo, el presente proyecto propone el diseño de un exoesqueleto para terapias de rehabilitación de una extremidad superior, accionado por señales mioeléctricas.

Además de brindar un aporte al diagnóstico terapéutico, presentando las señales mioeléctricas en una aplicación de escritorio, destinadas para valorar el estado de salud muscular y neurológico, obteniendo así resultados más objetivos.

## **1.1 Descripción del problema**

La rehabilitación física es un proceso clave para tratar traumatismos y patologías que producen limitaciones motrices de los miembros superiores. Los médicos, licenciadas, enfermeras y tecnólogos que laboran en esta área de la salud asisten a varios pacientes en sus terapias de rehabilitación. Algunas de estas terapias se basan en la realización de movimientos específicos que sirven para mejorar la motricidad y evaluar el estado el paciente.

La falta de motivación del paciente al momento de realizar movimientos guiados por el fisioterapeuta es una limitación que puede ser mitigada. Con el estímulo adecuado, es posible generar expectativas sobre la consecución de metas u objetivos en la terapia, aumentando la confianza en obtener resultados y avances deseados.

Por otro lado, para realizar el diagnóstico usualmente se emplean test validados, sin embargo, la dificultad se presenta en la falta de precisión de este tipo de pruebas debido al alto grado de subjetividad que poseen. Un método de valoración basado en señales mioeléctricas tomados directamente del paciente podría brindar resultados menos subjetivos y comparables a lo largo de un programa de terapias.

## **1.2 Justificación del problema**

El diagnóstico realizado por el fisioterapeuta constituye uno de los puntos de mayor importancia. Para llevar a cabo un diagnóstico correcto del paciente, se requiere realizar una valoración de su estado, tanto en movilidad como en fuerza muscular. Además, en algunas ocasiones se opta por realizar una electromiografía para así obtener una evaluación clínica y neurofisiológica de la patología o traumatismo por medio del registro de la actividad muscular. Esta información es importante debido a que permite diagnosticar o descartar ciertas enfermedades neurofisiológicas. Sin embargo, este procedimiento requiere del uso de un electromiógrafo, un equipo poco común dentro de los centros de rehabilitación física. En este proyecto se plantea adquirir, procesar y registrar estas señales mioeléctricas permitiendo al profesional realizar un monitoreo diario para efectuar un diagnóstico más avanzado.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo general**

Diseñar un exoesqueleto de cinco grados de libertad (5 GDL) para una extremidad superior, que utilice señales mioeléctricas para accionar los motores efectuando el movimiento indicado por el terapeuta.

### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Diseñar la estructura mecánica de un exoesqueleto de 5 GDL compatible para una extremidad superior.
- Adquirir y procesar señales mioeléctricas obtenidas de los sensores, adaptados en los músculos del paciente, para controlar los motores y producir el movimiento indicado por el terapeuta.
- Desarrollar una aplicación de escritorio para monitorear la actividad muscular del usuario, permitiendo al profesional precisar el avance del tratamiento.

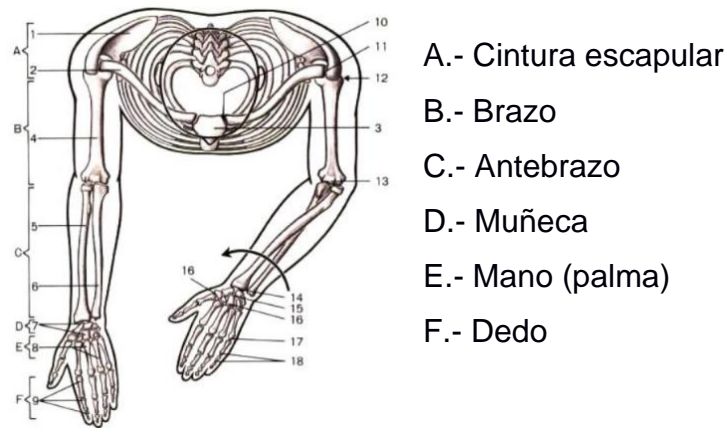
## **1.4 Marco teórico**

### **1.4.1 Miembro superior**

El miembro superior es una de las extremidades que tiene el cuerpo humano. Su esqueleto es también conocido como esqueleto apendicular y está compuesto por una cadena cinética encargada de realizar diferentes actividades como sujeción de objetos, defensa, exploración espacial, entre otras [2].

La cadena cinética está compuesta por articulaciones, piezas óseas, músculos y nervios (encargados de ordenar el movimiento muscular). Cada parte de ésta cumple una función importante, de modo que, si existiera una alteración anatómica o funcional de cualquier estructura, habría una repercusión en toda la extremidad evitando que cumpla las funciones de manera eficiente.

La Figura 1.1 muestra la estructura del miembro superior.



**Figura 1.1 Estructura de la cintura escapular y el miembro superior [28]**

#### **1.4.1.1 Miología del miembro superior**

Los músculos del miembro superior son los encargados de mover la extremidad, mediante señales nerviosas que se envían desde el cerebro. Existen diferentes maneras de clasificar a los músculos, sea por regiones: hombro, brazo, antebrazo y mano; o por sus funciones de movimiento: músculos que posicionan la cintura escapular (figura 1.2, tabla 1.1), músculos que mueven el brazo (figura 1.3, tabla 1.2), músculos que mueven el antebrazo y la mano (figura 1.4, tabla 1.3).

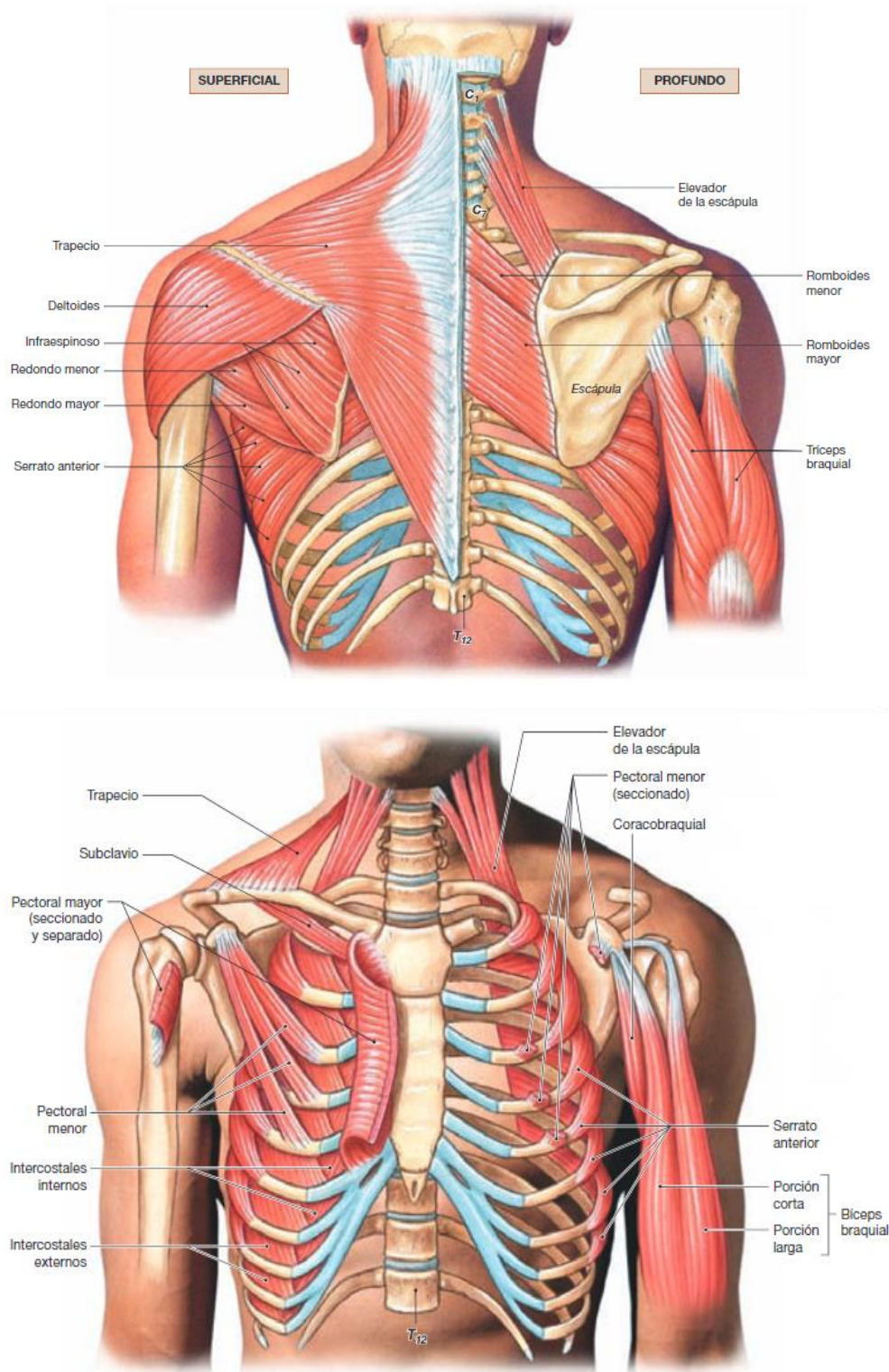
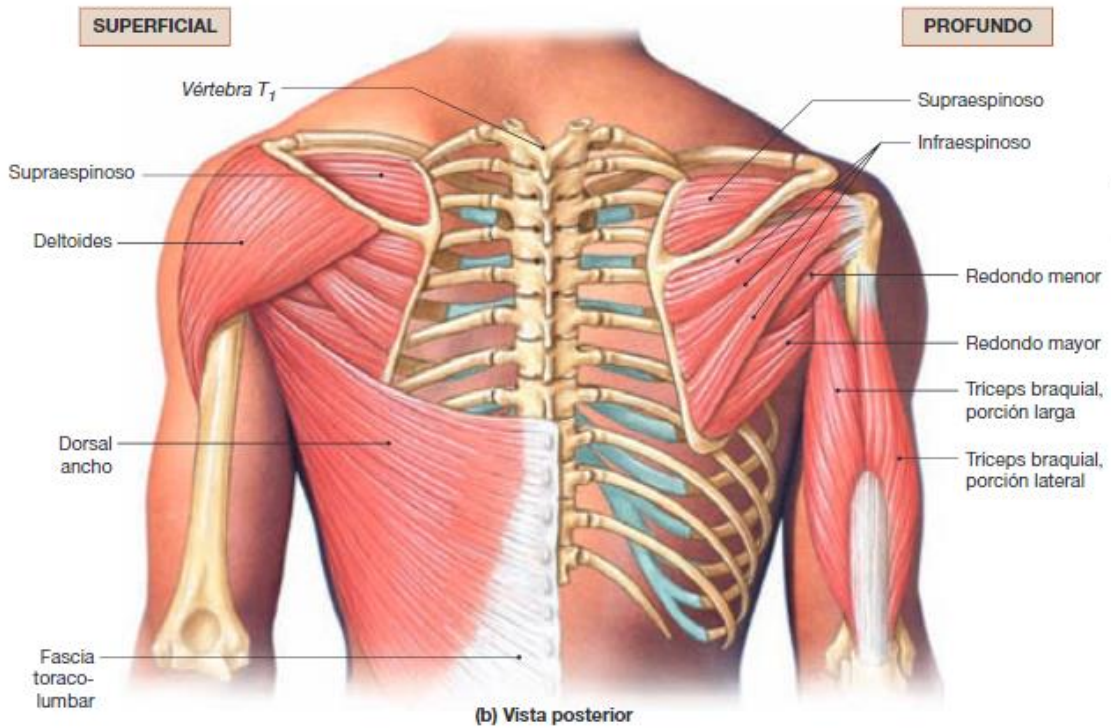
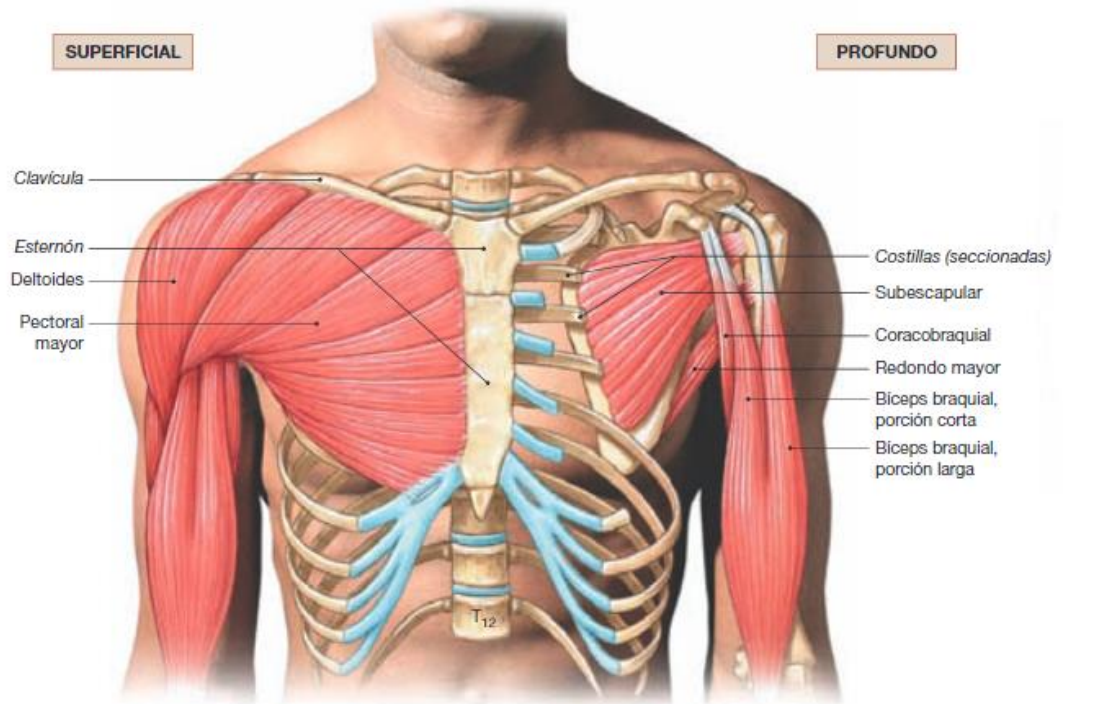


Figura 1.2 Músculos que colocan la cintura escapular en posición [3]

**Tabla 1.1 Músculos que colocan la cintura escapular en posición [3]**

<b>Músculo</b>	<b>Acción</b>
<b>Elevador de escápula</b>	Elevación de la escápula.
<b>Pectoral menor</b>	Descenso y propulsión del hombro; rotación hacia abajo de la escápula.
<b>Romboides mayor</b>	Aducción y rotación hacia abajo de la escápula
<b>Romboides menor</b>	Aducción y rotación hacia abajo de la escápula
<b>Serrato anterior</b>	Propulsión del hombro; rotación hacia arriba de la escápula.
<b>Subclavio</b>	Descenso y propulsión del hombro.
<b>Trapecio</b>	Elevación, retracción, descenso o rotación de la escápula hacia arriba y/o de la clavícula.

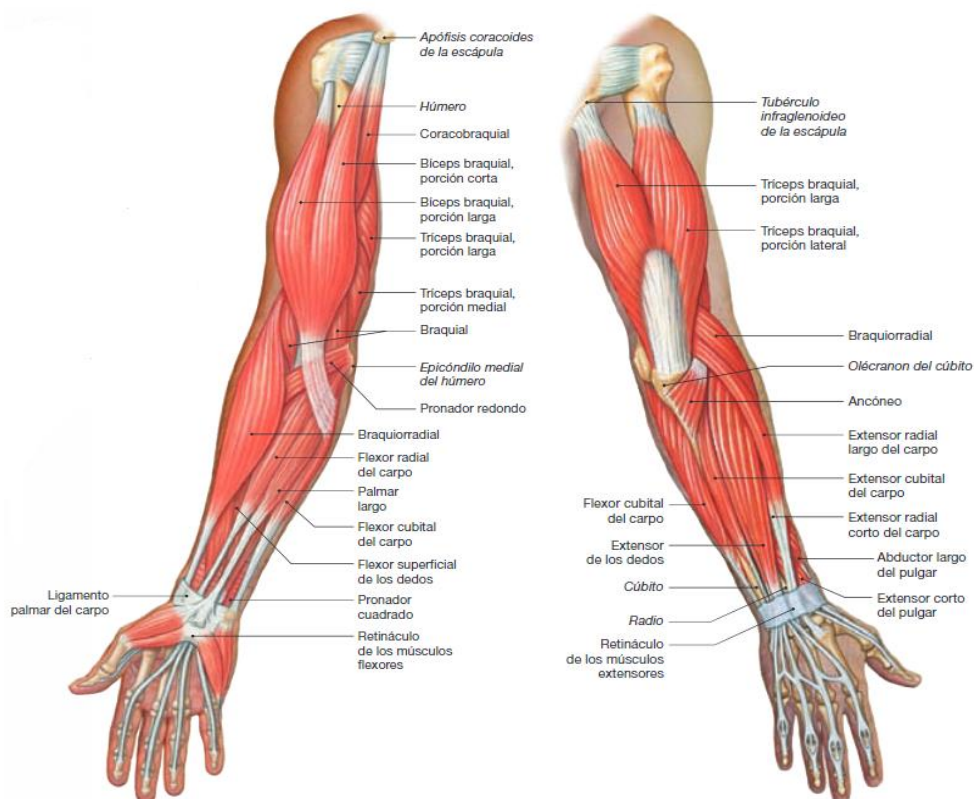


**Figura 1.3 Músculos que mueven el brazo [3]**



**Tabla 1.2 Músculos que mueven el brazo [3]**

Músculo	Acción
<b>Coracobraquial</b>	Abducción y flexión del hombro
<b>Deltoides</b>	Músculo íntegro: abducción del hombro; Músculo anterior: flexión y rotación medial del húmero Músculo posterior: extensión y rotación lateral del húmero
<b>Supraespinoso</b>	Abducción del hombro
<b>Infraespinoso</b>	Rotación lateral del hombro
<b>Subescapular</b>	Rotación medial del hombro
<b>Redondo mayor</b>	Extensión y rotación medial del hombro
<b>Redondo menor</b>	Rotación lateral y abducción del hombro
<b>Tríceps braquial</b>	Extensión del codo
<b>Bíceps braquial</b>	Flexión del codo
<b>Dorsal ancho</b>	Extensión, abducción y rotación medial del hombro
<b>Pectoral mayor</b>	Flexión, abducción y rotación medial del hombro



**Figura 1.4 Músculos que mueven el antebrazo y la mano [3]**

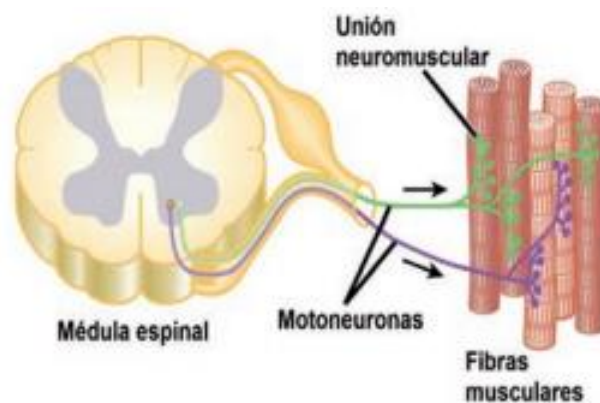
**Tabla 1.3 Músculos que mueven el antebrazo y la mano [3]**

<b>Músculo</b>	<b>Acción</b>
<b>ACCIÓN SOBRE EL CODO FLEXORES</b>	
Bíceps braquial	Flexión del codo y hombro
Braquial	Flexión del codo
Braquiorradial	Flexión del codo
<b>EXTENSORES</b>	
Ancóneo	Extensión del codo
Tríceps braquial	Porción lateral: Extensión del codo Porción larga: Extensión del codo, extensión y abducción del hombro Porción medial: Extensión del codo
<b>PRONADORES/SUPINADORES</b>	
Pronador cuadrado	Pronación del antebrazo y de la mano por rotación medial del radio en las articulaciones radiocubitales.
Pronador redondo	Pronación del antebrazo y de la mano por rotación medial del radio en las articulaciones radiocubitales, flexión del codo
Supinador	Supinación del antebrazo y de la mano por rotación lateral del radio en las articulaciones radiocubitales
<b>ACCIÓN SOBRE LA MUÑECA FLEXORES</b>	
Flexor radial del carpo	Flexión y abducción de la muñeca
Flexor cubital del carpo	Flexión y abducción de la muñeca
Palmar largo	Flexión de la muñeca
<b>EXTENSORES</b>	
Extensor radial largo del carpo	Extensión y abducción de la muñeca
Extensor radial corto del carpo	Extensión y abducción de la muñeca
Extensor cubital del carpo	Extensión y abducción de la muñeca

#### **1.4.2 Electromiografía (EMG)**

La electromiografía es un procedimiento o técnica que brinda información acerca de la actividad eléctrica en los músculos por medio del registro de los diferentes potenciales de acción (generados por la contracción del músculo). Las señales obtenidas pueden revelar distintas patologías, debido a que aportan información acerca de la salud muscular y el estado de las neuronas motoras, encargadas de conducir los impulsos nerviosos hacia los músculos. [4]

Este método es usado para conocer los patrones de activación de los diferentes músculos empleados para efectuar un movimiento específico. La señal que se evalúa en una electromiografía corresponde a la actividad propia de varias unidades motoras (UM). Una UM se encuentra compuesta por una neurona motora y un conjunto de fibras musculares inervadas por su axón. Cuando una de éstas es activada, se genera un potencial de acción, el cual se desplaza desde la motoneurona hacia el músculo a través de una ramificación terminal del axón, a este punto de contacto se lo conoce como unión neuromuscular; tal como se muestra en la Ilustración 1.2. Después de lograr transmitir efectivamente el potencial de acción, las fibras musculares inervadas por dicha motoneurona experimentarán un determinado potencial. Esta señal se ve afectada por la cantidad de fibras musculares propias de la unidad motora, su tipo metabólico, etc. [5]



**Figura 1.5 Unidad motora fisiológicamente [5]**

#### **1.4.2.1 Electromiógrafo**

Un electromiógrafo es un equipo de medición biomédica. Se encarga de captar los potenciales de acción por medio de electrodos de superficie o intramusculares ubicados en los músculos de interés, el posicionamiento de estos depende del análisis previo realizado por el profesional encargado. Esta información es recopilada, procesada y finalmente registrada. A dicho registro obtenido se lo conoce como “electromiograma” y permite estudiar el estado de todos los componentes de la unidad motora (UM). En función a estos datos se

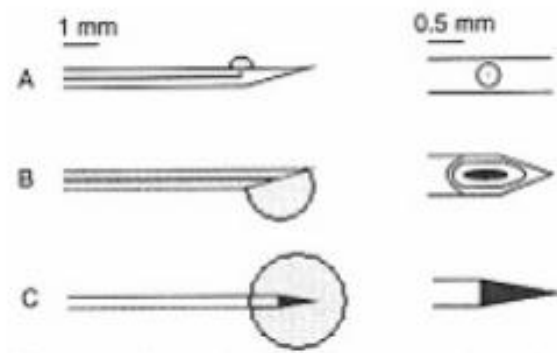
logra la identificación de diferentes patologías, permitiendo conocer su intensidad y origen. [4]



**Figura 1.6 Electromiógrafo [4]**

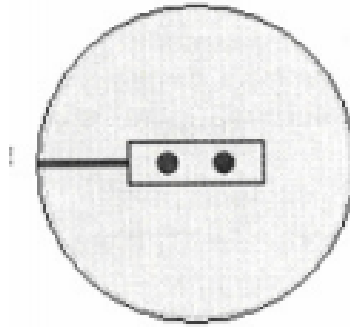
#### **1.4.2.2 Métodos de detección**

Para llevar a cabo la detección de las señales mioeléctricas se puede trabajar con dos métodos reconocidos. El primero se considera invasivo debido a que se trabaja con un electrodo de aguja coaxial monopolar o concéntrico el cual es ingresado a través de la piel hasta llegar al tejido muscular (Figura 1.7). También existe un método no invasivo ya que se trabaja con electrodos superficiales y es denominado 'electromiografía de superficie' (Figura 1.8).



**Figura 1.7 Electrodo de aguja [6]**

**A. Electrodo de fibra única. B. Electrodo concéntrico. C. Electrodo monopolar**



**Figura 1.8 Electrodo de superficie [6]**

En el proyecto actual se enfocará en este último método ya que, en determinados casos, se puede considerar poco útil trabajar con el método intramuscular, además de ser invasivo.

#### **1.4.2.3 Electromiografía de superficie (EMG-S)**

Esta técnica se divide en dos tipos: diagnóstica y cinesiológica. Las electromiografías de este último tipo son las más empleadas ya que permite estudiar la activación de los diferentes grupos musculares.

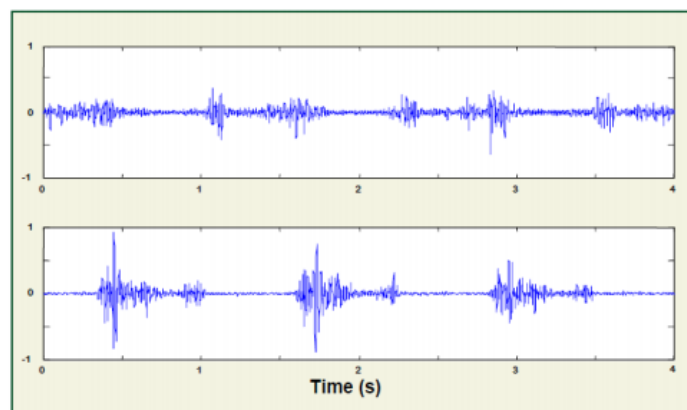
La EMG-S trabaja con electrodos que se ubican en la superficie de la piel. Se requiere realizar una preparación previa en la zona de la epidermis con la que se desea trabajar, removiendo los pelos y retirando células muertas y grasas para disminuir la resistencia provocada por estos. Además, es recomendable aplicar un gel sobre la piel que mejore la conductividad previa a adherir los electrodos.

Las señales emitidas durante la contracción del músculo serán registradas por los electrodos, esto corresponde a la variación en el potencial de acción de todas las unidades motoras (UM) ubicadas aproximadamente a una distancia de 12mm de los electrodos. La señal resultante se obtiene de la suma de todas las contribuciones emitidas por las diferentes UM en dicha zona del músculo. [7]

#### 1.4.2.4 Actividad eléctrica de los músculos

Los potenciales eléctricos medidos en una electromiografía son generados por la contracción del músculo. Estos pueden llegar a producir internamente hasta 100 mV. Sin embargo, dichas señales se ven afectadas por el recubrimiento de la piel y el tejido muscular, debilitándolas.

“Para músculos grandes, como el bíceps, las señales EMG superficial (EMG-S) típicas se encuentran alrededor de 2.1mV en amplitud. Estas señales contienen frecuencias que van de 2 Hz o inferior a 500 Hz o mayor” [8]



**Figura 1.9 Señales EMG generadas por la contracción del bíceps [8]**

La contracción del musculo sucede cuando existe un acortamiento de las células que lo componen, debido al estrechamiento ocurrido entre los filamentos de actina y miosina.

### 1.4.3 Rehabilitación

Según la Organización Mundial de la salud (OMS) la rehabilitación se puede definir como “un conjunto de intervenciones diseñadas para reducir la discapacidad y optimizar el funcionamiento en individuos con condiciones de salud en interacción con su entorno” [9]. En otras palabras, es un área de estudio medica en donde su objetivo es recuperar, mantener o mejorar las habilidades físicas, mentales o cognitivas necesarias para tener una vida plena, cumpliendo con las necesidades que se requieren en el entorno [10].

Los casos más comunes para necesitar rehabilitación son [11]:

- Lesiones y traumatismos (fracturas, lesiones cerebrales, cervicales)
- Cirugías
- Efectos secundarios de tratamientos médicos (cáncer)
- Patologías de nacimiento
- Dolores crónicos

Existen diferentes ejercicios para la recuperación de la movilidad [1]:

- **Activos:** Ejercicios realizados de manera autónoma por el paciente.
- **Pasivos:** Movilidad de la articulación realizados netamente por el fisioterapeuta.
- **Activos asistidos:** Combina la contracción muscular realizada por el paciente y la movilidad articular realizada por el fisioterapeuta.

Además, existen dos procedimientos conocidos para realizar un diagnóstico terapéutico. En primer lugar, se mide la movilidad de las articulaciones, tales como el codo, la muñeca, la rodilla, entre otros; principalmente aquellas que presenten marcas anatómicas reproducibles en un goniómetro, este valor representa una medida simple y objetiva del grado de discapacidad del afectado. Para el segundo procedimiento se obtiene una graduación manual de la fuerza muscular mediante una escala de cinco niveles (Tabla 1.4).

**Tabla 1.4 Escala de medición de la fuerza de los músculos [1]**

<b>Graduación de la fuerza muscular</b>	
<b>Grado</b>	<b>Descripción</b>
5 (normal)	Rango completo de movimiento frente a la fuerza de la gravedad, con una resistencia normal en relación con la edad y el sexo
4 (buena)	Rango completo de movimiento frente a la fuerza de la gravedad, con algo de resistencia
3 (regular)	Rango completo de movimiento frente a la fuerza de la gravedad, con una resistencia mínima o nula
2 (mala)	Rango completo de movimiento cuando se elimina la fuerza de la gravedad
1 (mínima)	Contracción muscular palpable con un movimiento articular mínimo o nulo
0 (inexistente)	Ausencia de contracción muscular

#### **1.4.4 Exoesqueleto robótico**

Los exoesqueletos son estructuras diseñadas de tal forma que recubren el exterior del cuerpo humano. Se emplean como apoyo para efectuar algún movimiento o acrecentar las facultades propias de la persona. Los exoesqueletos presentan motores, los cuales son accionados por sistemas inteligentes encargados de adquirir y procesar los datos con el fin de tomar las decisiones requeridas para la ejecución de una tarea predeterminada.

##### **1.4.4.1 Clasificación**

Existen diferentes variables que se pueden considerar al momento de definir los distintos tipos de exoesqueletos; tal como las propiedades antropomórficas del cuerpo humano, el modo de actuar o la funcionalidad de la máquina.

En primer lugar, se definirán los diferentes tipos de exoesqueletos en función de su topología, lo cual hace referencia al diseño del exoesqueleto y al uso de estructuras que generen semejanzas o se encuentren relacionados a los aspectos antropomórficos del usuario. [12]



**Tabla 1.5 Clasificación de los exoesqueletos en función de la topología [12]**

Tipo	Características
<b>Topología antropomórfica</b>	- Imitan la topología humana.
	- Los grados de libertad, la cantidad de articulaciones con movilidad, las
	- Distancias y posiciones se definen en base a los miembros humanos.
	- Permite que la estructura no interfiera con los movimientos del humano previniendo tener colisiones entre sí,
<b>Topología No-antropomórfica</b>	- No es una configuración común en diseños del tipo de exoesqueletos.
	- Son usados para aplicaciones industriales y militares.
	- Probablemente existan colisiones en las extremidades.
<b>Topología Pseudo-antropomórfica</b>	- Provee una mayor seguridad.
	- Permite evitar colisiones.
	- Casi antropomórficas, por ejemplo, puede ser similar a la pierna humana, pero no incluye todos los grados de libertad de la pierna.
	- La mayoría de las articulaciones son de tipo revoluta con el fin de controlar cada DOF por separado.



**Figura 1.10 Exoesqueleto de topología antropológica [12]**

Otro criterio de clasificación mencionado previamente es el modo de funcionamiento del exoesqueleto. En función a esto se presentan máquinas activas y pasivas, descritas a continuación:

**Tabla 1.6 Clasificación de los exoesqueletos en función del modo de trabajo [12]**

Tipo	Características
<b>Modo pasivo</b>	- Común en exoesqueletos que tienen movimientos programados sin retroalimentación de la parte humana
	- Se aplica en usuarios con enfermedades o discapacidades de las piernas (sin movimiento alguno) los cuales necesitan parámetros de entrada como velocidad deseada, tipo de movimiento, entre otras.
	- Actuación simple y basada en la energía almacenada en elastómeros y amortiguadores que simulan los tendones y músculos.
<b>Modo activo</b>	- Permite tener mejor control del dispositivo en tiempo real.
	- Se suele trabajar con señales biológicas (por lo regular se toman estas señales de la piel)
	- El sistema interpreta las señales recibidas haciendo que el mecanismo funcione conforme el usuario lo requiera.
	- Se necesita mayor tecnología debido a la comunicación humano-maquina tales como sensores y controladores.

En la Figura 1.11 se muestra un exoesqueleto pasivo el cual trabaja con energía almacenada y es empleado para ayudar a mejorar movilidad del tobillo.



**Figura 1.11 Exoesqueleto pasivo [12]**

Finalmente, el último parámetro de clasificación empleado es la funcionalidad. De acuerdo con este criterio, podemos dividir los exoesqueletos en dos grupos; aquellos empleados para propósitos de rehabilitación y los que son diseñados para aplicaciones de ergonomía empleadas dentro del ambiente de trabajo.

**Tabla 1.7 Clasificación de los exoesqueletos de acuerdo con la funcionalidad [12]**

Funcionalidad	Características
<b>Rehabilitación</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La adaptación y la aceptabilidad del paciente son los factores más importantes.</li> <li>- Los actuadores en deben estar localizados de tal forma que permitan simular la función de los músculos durante el proceso del movimiento humano del operador.</li> </ul>
<b>Aplicaciones Ergonómicas</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- La resistencia y la fuerza ejercida por las articulaciones son los factores más importantes.</li> <li>- Se suelen emplear para aumentar la fuerza propia de una o varias extremidades.</li> <li>- Permiten soportar o manipular cargas superiores a las normales que pueden ser realizadas por nuestro cuerpo por lo que son empleados dentro de la industria como robots colaborativos para los operarios.</li> </ul>



**Figura 1.12 Exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior [12]**

#### **1.4.4.2 Aplicaciones más importantes**

Con el transcurso del tiempo se han desarrollado diferentes tipos de exoesqueletos con el fin de lograr el cumplimiento de metas u objetivos requeridos en diversos campos de aplicación. A continuación, se detallan las tres aplicaciones más importantes; aplicaciones médicas, militares y dentro de la industria.

### **Aplicaciones militares**

Los seres humanos podemos levantar y transportar cantidades limitadas de peso, lo cual constituye un inconveniente dentro del campo militar. Los exoesqueletos empleados dentro de esta aplicación tienen como objetivo incrementar las capacidades del cuerpo humano al momento de realizar fuerzas elevadas, correr a mayor velocidad, entre otros. [13]

Uno de los mecanismos de mayor importancia desarrollados dentro de este campo es el “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)” (Figura 1.13) el cual permite aumentar la fuerza del usuario al momento de sostener y trasladar implementos de elevado peso. [14]



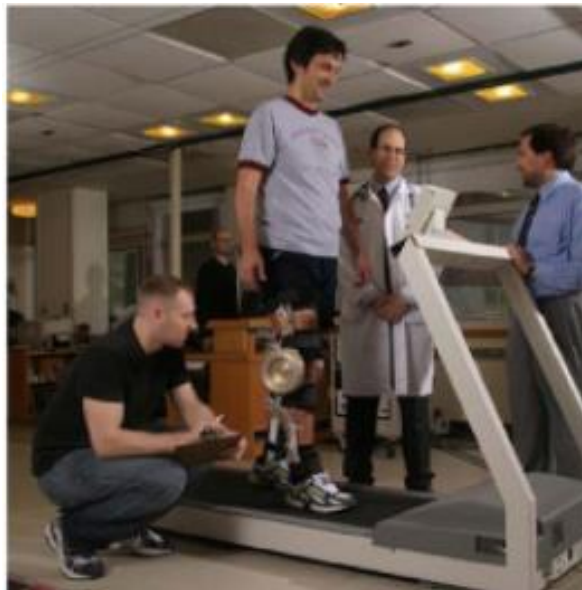
**Figura 1.13 Berkeley Lower Extremity Exoskeleton [14]**

### **Aplicaciones médicas**

Dentro de la medicina se busca desarrollar mecanismos que permitan brindar ayuda referente a la asistencia y procesos de rehabilitación para personas que han sufrido de algún tipo de accidente o presenten alguna patología que deteriore el movimiento de sus músculos. También se han desarrollado equipos

encargados de brindar soporte a las enfermeras al momento de realizar la manipulación de pacientes.

Un ejemplo de estos exoesqueletos desarrollados para el área médica es el llamado AKROD, dispositivo ortopédico enfocado en la rehabilitación de la rodilla. (Figura 1.14)



**Figura 1.14 Exoesqueleto de rehabilitación AKROD [13]**

### **Aplicaciones en la industria**

Existen diversas actividades dentro de la industria que requieren sostener o trasladar pesos elevados durante prolongados rangos de tiempo, esto puede afectar la salud del obrero por lo cual se han diseñado diversos mecanismos que buscan solucionar esta problemática. Sin embargo, además de potenciar las habilidades propias de los seres humanos, el objetivo de este avance tecnológico también es brindar una mayor seguridad para los trabajadores dentro de la industria.

# CAPÍTULO 2

## 2. METODOLOGÍA

Dentro de este capítulo se detallará la metodología empleada para cumplir con los objetivos mencionados en el primer capítulo del presente proyecto. En primer lugar, se realizó un análisis que permitió definir la alternativa de solución más apropiada para la problemática planteada. Luego, se procedió a identificar los requerimientos de diseño para poder llevar a cabo el proceso de diseño, siguiendo una planificación previamente establecida.

### 2.1 Selección de la alternativa de solución

De acuerdo con la problemática planteada se establecieron dos alternativas de solución, mencionadas a continuación:

- **Diseño de un exoesqueleto con movimientos predeterminados:**

Los movimientos que realizará el exoesqueleto serán previamente definidos por el terapeuta y se almacenarán en la memoria de la máquina. Para efectuar la terapia los motores se accionarán en función a los puntos programados en el movimiento registrado.

- **Diseño de un exoesqueleto implementando señales mioeléctricas:**

Las señales mioeléctricas, obtenidas de las fibras musculares del paciente permitirán predecir el movimiento deseado por el mismo. Empleando esta información se accionarán los motores y se efectuará el movimiento requerido. El monitoreo de estas señales permitirá, a su vez, mejorar el proceso de diagnóstico.

Para definir la mejor alternativa se analizaron ambas opciones en función de los siguientes criterios:

- **Aporte al diagnóstico médico:** Información aportada por el equipo al diagnóstico del estado del paciente.
- **Autonomía:** autonomía del paciente al momento de realizar los movimientos.
- **Cantidad de movimientos:** Variedad de movimientos que se pueden llevar a cabo con el exoesqueleto.
- **Costo inicial:** Inversión requerida para realizar el diseño y construcción de la máquina.
- **Costo de mantenimiento:** Costos necesarios para mantener o restaurar el equipo a un estado óptimo para su funcionamiento, en caso de fallas o daños.

De acuerdo con los criterios mencionados previamente, se asignó un puntaje a cada alternativa. De esta forma, se obtuvo que la segunda opción, correspondiente al 'Diseño de un exoesqueleto implementando señales mioeléctricas' es la solución óptima para el presente problema. Estos resultados se evidencian en la Tabla 2.1.

**Tabla 2.1 Matriz de decisión Fuente:** Elaboración Propia

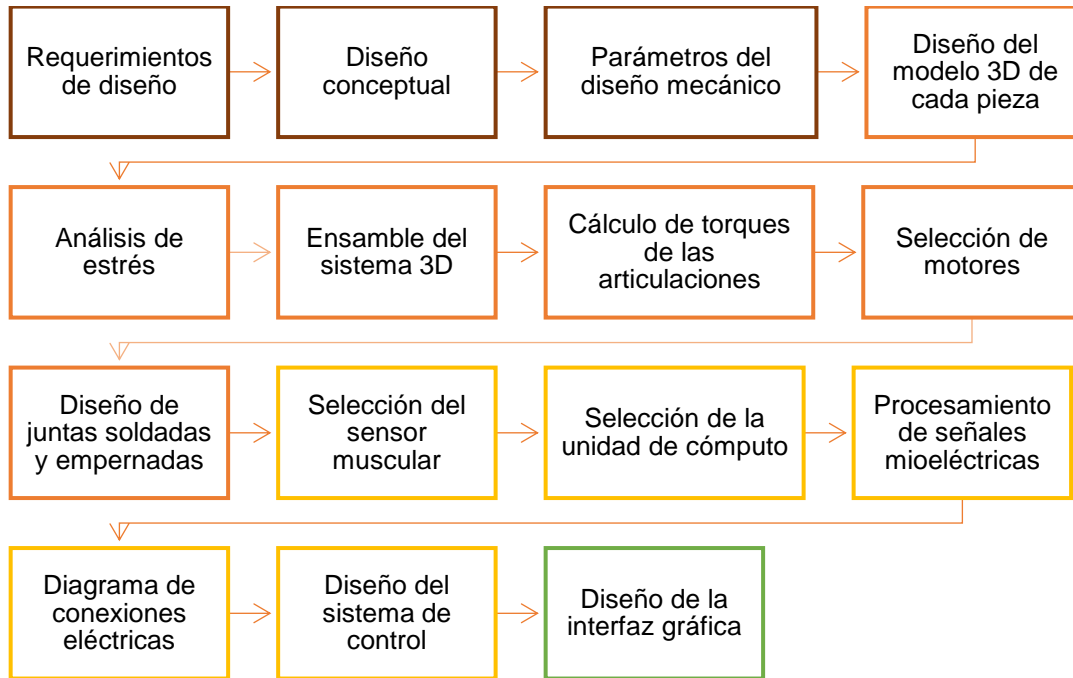
	CRITERIO 1	CRITERIO 2	CRITERIO 3	CRITERIO 4	CRITERIO 5	
Descripción	Aporte al diagnóstico médico	Autonomía	Cantidad de Movimientos	Costo inicial	Costo de mantenimiento	
	CRITERIO 1	CRITERIO 2	CRITERIO 3	CRITERIO 4	CRITERIO 5	Total
Peso	5	4	3	1,8	1	14,8
	34%	27%	20%	12%	7%	100%
OPTIONS	Calificación	Calificación	Calificación	Calificación	Calificación	
Exoesqueleto de movimientos predeterminados	0	2	8	8	7	3,6
Exoesqueleto implementando señales mioeléctricas	9	9	9	6	6	8,4

## 2.2 Proceso de diseño

El proceso de diseño constará de cuatro etapas (figura 2.1):

1. Planteamiento de diseño conceptual y requerimientos
2. Diseño mecánico

3. Diseño eléctrico y de control
4. Diseño de la interfaz gráfica



**Figura 2.1 Flujograma de la metodología del proceso de diseño**

### 2.3 Requerimientos de diseño

Los requerimientos iniciales solicitados por el cliente para llevar a cabo el diseño de la estructura son los siguientes:

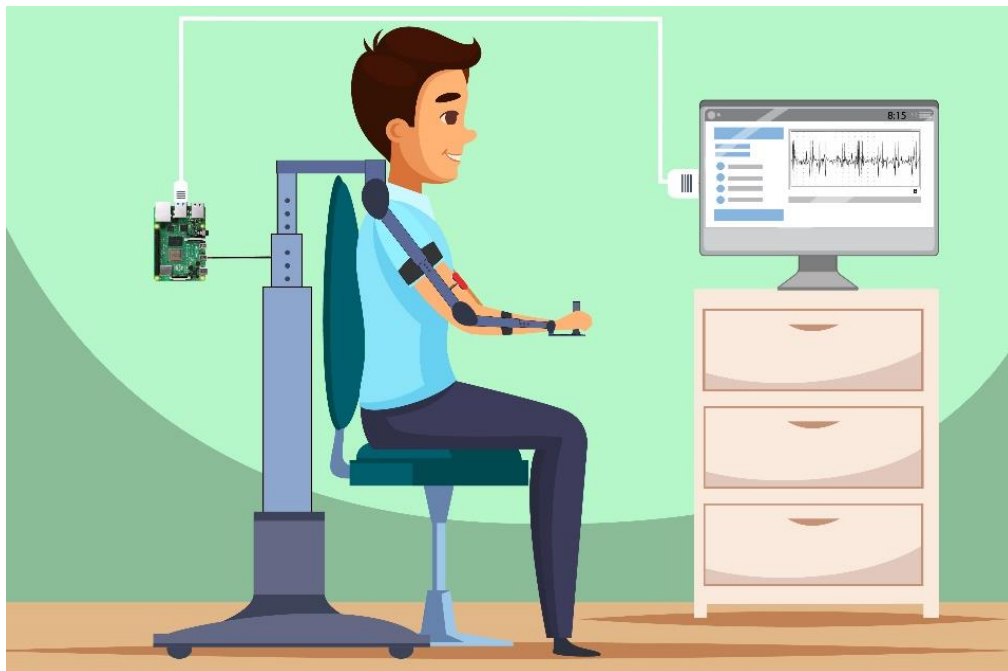
- Adaptable a las medidas estándares de personas mayores a 25 años.
- Aluminio, material no dañino para salud.
- Seguridad al momento de la ejecución del movimiento (no permitir movimientos angulares superiores a los permitidos por la anatomía humana).
- Formato de lectura de señales mioeléctricas similares al mostrado en un electromiograma.
- Equipo fijado a una base para la ejecución correcta de movimientos.
- Controlar al menos cinco de los movimientos articulares propios del brazo humano (tener como mínimo 5GDL).



## 2.4 Diseño conceptual

El diseño del exoesqueleto ajustable cuenta por lo menos con cinco movimientos articulares, motores y sensores mioeléctricos. Los movimientos serán realizados los motores, los mismos que serán accionados por la señal muscular previamente procesada. Los motores y los sensores serán controlados mediante una unidad de cómputo, la cual será conectada a un ordenador.

Además, se dispondrá de una aplicación de escritorio en donde se presentarán los datos del paciente y el monitoreo de la salud muscular.



**Figura 2.2** Diseño conceptual de la solución planteada

**Fuente:** Elaboración Propia

## 2.5 Parámetros del diseño mecánico

Para el desarrollo de la propuesta presentada en este proyecto se procedió a definir los parámetros a emplear en el diseño mecánico, entre los cuales tenemos el rango de movimientos que presenta las articulaciones del miembro superior y las dimensiones antropométricas requeridas.

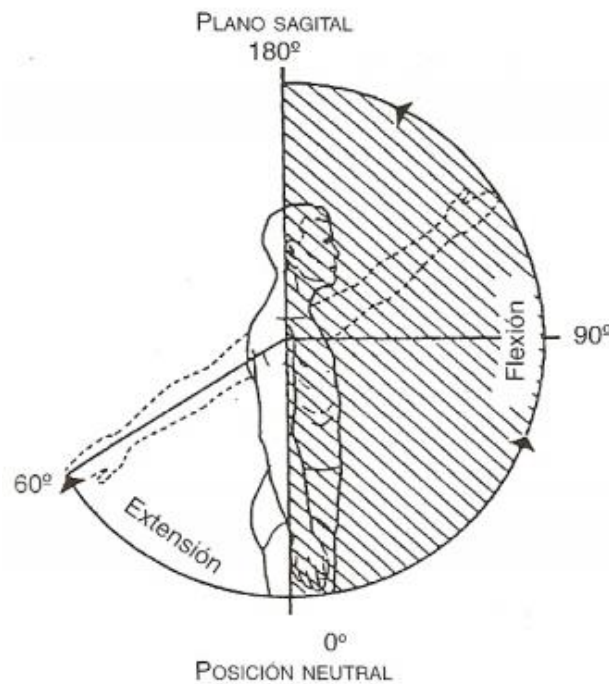
### 2.5.1 Rango de movimientos en cada articulación del brazo

Los movimientos presentes en la extremidad superior se detallan a continuación, en la tabla 2.2.

**Tabla 2.2 Amplitud de movimientos de cada articulación del brazo**

Fuente: Elaboración Propia

Movimientos	Amplitud
Flexo-extensión del hombro en el plano sagital (Figura 2.3)	Flexión: 0° - 60° Extensión: 0° - 180°
Abducción-aducción del hombro en el plano frontal (Figura 2.4)	Abducción: 0° - 180° Aducción: 0° - 175°
Rotación del hombro en el plano transversal (Figura 2.5)	Rotación interna: 0° - 90° Rotación externa 0° - 90°
Flexo- extensión del codo en el plano sagital (Figura 2.6)	Flexión: 0° - 150° Extensión: 0° - 10°
Pronosupinación del codo (Figura 2.7)	Pronación: 0° - 90° Supinación: 0° - 90°
Flexo-extensión de la muñeca (Figura 2.8)	Flexión: 0° - 85° Extensión: 0° - 85°
Abducción-aducción de la muñeca (Figura 2.9)	Abducción: 0° - 15° Aducción: 0° - 40°



**Figura 2.3 Arco de flexo-extensión del hombro [2]**

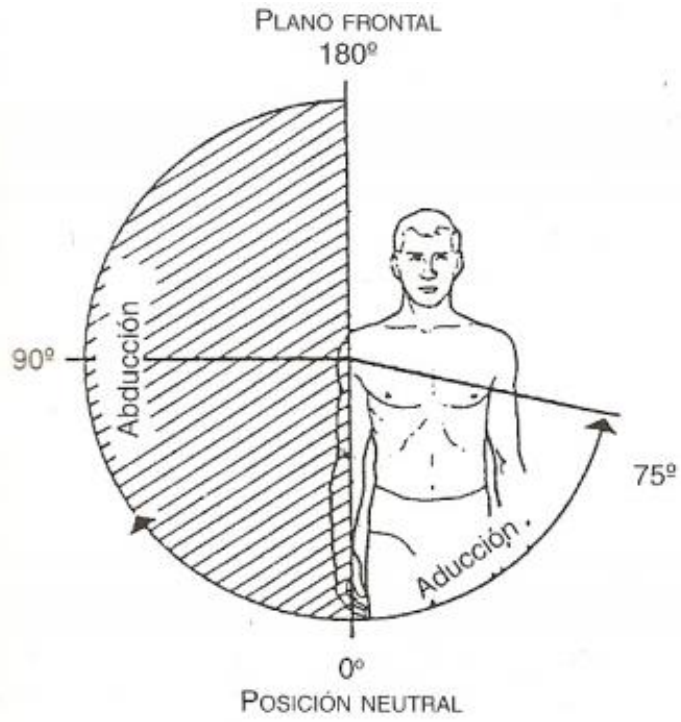


Figura 2.4 Arco de abducción-aducción del hombro [2]

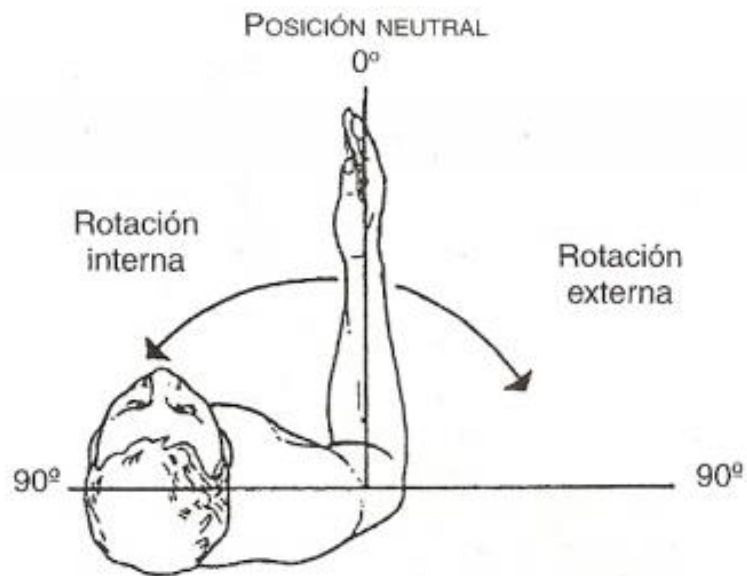


Figura 2.5 Rotación interna-externa del hombro [2]

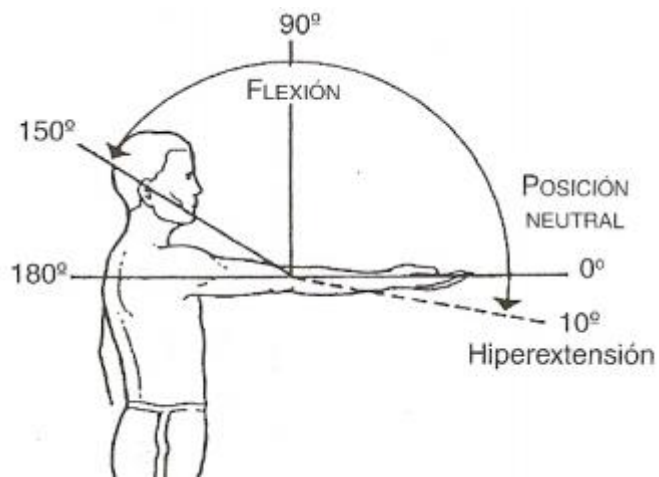


Figura 2.6 Arco de flexo-extensión del codo [2]

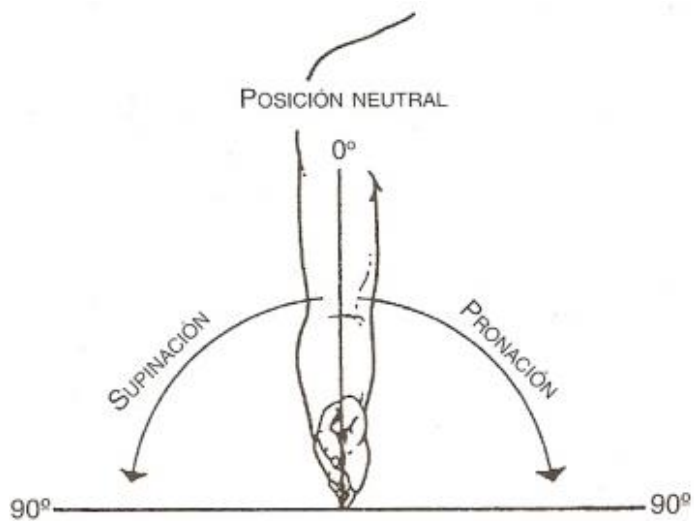


Figura 2.7 Arco de pronosupinación [2]

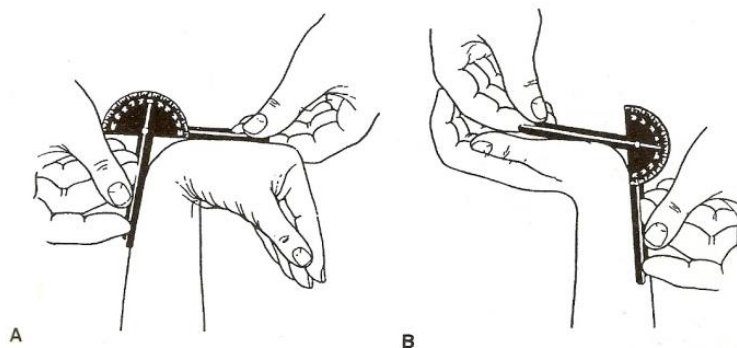
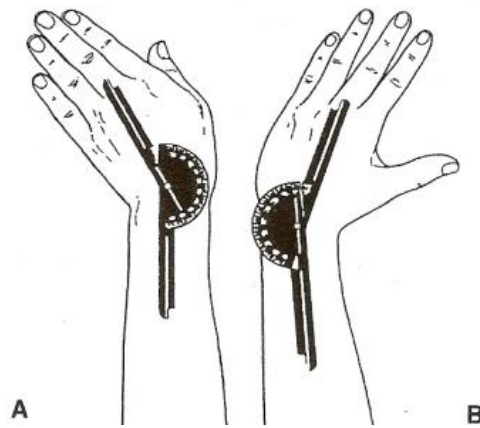


Figura 2.8 A: Flexión de la muñeca. B: Extensión de la muñeca [2]



**Figura 2.9 Arco de pronosupinación de la muñeca [2]**

Para el diseño del presente equipo, se consideró trabajar con cinco grados de libertad, dos de estos están contemplados en la articulación del hombro, dos grados de libertad se encuentran presentes en el codo y finalmente, el quinto corresponde al movimiento de la mano. Los movimientos definidos para cada articulación se indican en la Tabla 2.3.

Para definir la cantidad de grados de libertad y las maniobras a realizar en cada una de las articulaciones, se analizó los movimientos efectuados por el terapeuta en las diferentes sesiones, otra consideración fue la dificultad presente en el diseño del robot. De esta forma se estableció trabajar con 5 GDL.

Los movimientos correspondientes a la abducción-aducción del hombro y pronosupinación de la muñeca se descartaron debido a que se consideran menos necesarios para este primer prototipo del exoesqueleto.

**Tabla 2.3 Movimientos definidos para cada articulación**

**Fuente:** Elaboración Propia

Articulación	Movimientos
<b>Hombro</b>	Flexión en el plano sagital
	Rotación interna-externa del hombro en el plano transversal
<b>Codo</b>	Flexión en el plano sagital
	Pronosupinación en el plano frontal
<b>Muñeca</b>	Flexo-extensión en el plano sagital

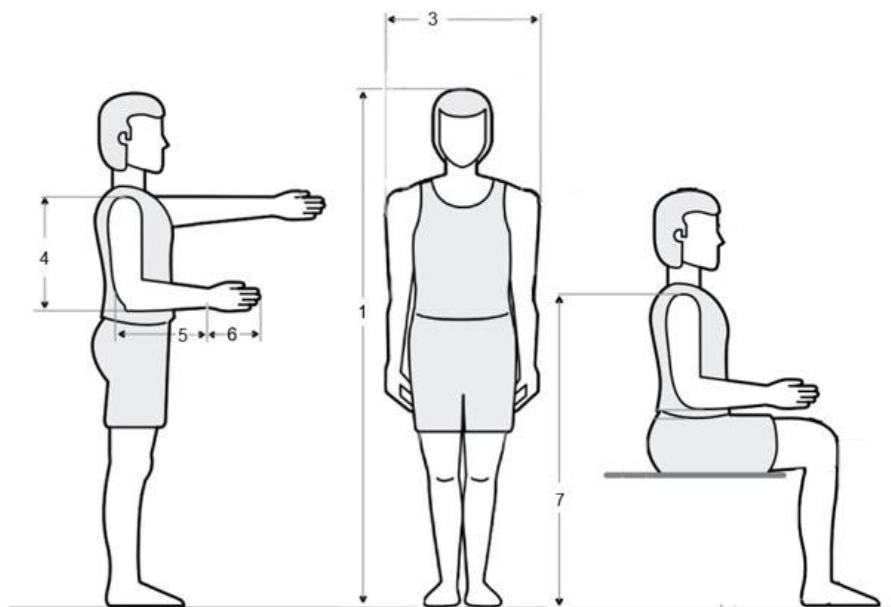
## 2.5.2 Dimensiones antropométricas

La antropometría se enfoca en el estudio cuantitativo de las medidas referentes a la altura, peso, longitudes y perímetros corporales. Estas dimensiones varían en cada individuo de acuerdo con la edad, sexo, grupo étnico, nacionalidad, entre otras características. Conocer estas medidas permitirá que el mecanismo sea ajustable a la mayor cantidad de usuarios.

Para el presente diseño se definió trabajar con la población ecuatoriana mayor a 18 años. Debido a la falta de estudios enfocados a este país, se emplearon las medidas antropométricas de la población mexicana, esta población mantiene una gran similitud con las medidas de altura promedio conocida para hombres y mujeres de la población ecuatoriana. Esta información se obtuvo de un estudio realizado por la universidad de Guadalajara “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana”. [15]

Las mediciones requeridas para el diseño del exoesqueleto se indican en la sección de apéndice A, las cuales varían de acuerdo con el género.

Las dimensiones requeridas para el diseño del exoesqueleto se muestran en la Tabla 2.4.



**Figura 2.10 Dimensiones antropométricas requeridas para el diseño (Adaptado de [15])**

**Tabla 2.4 Dimensiones antropométricas requeridas para el diseño (Fuente: Elaboración Propia)**

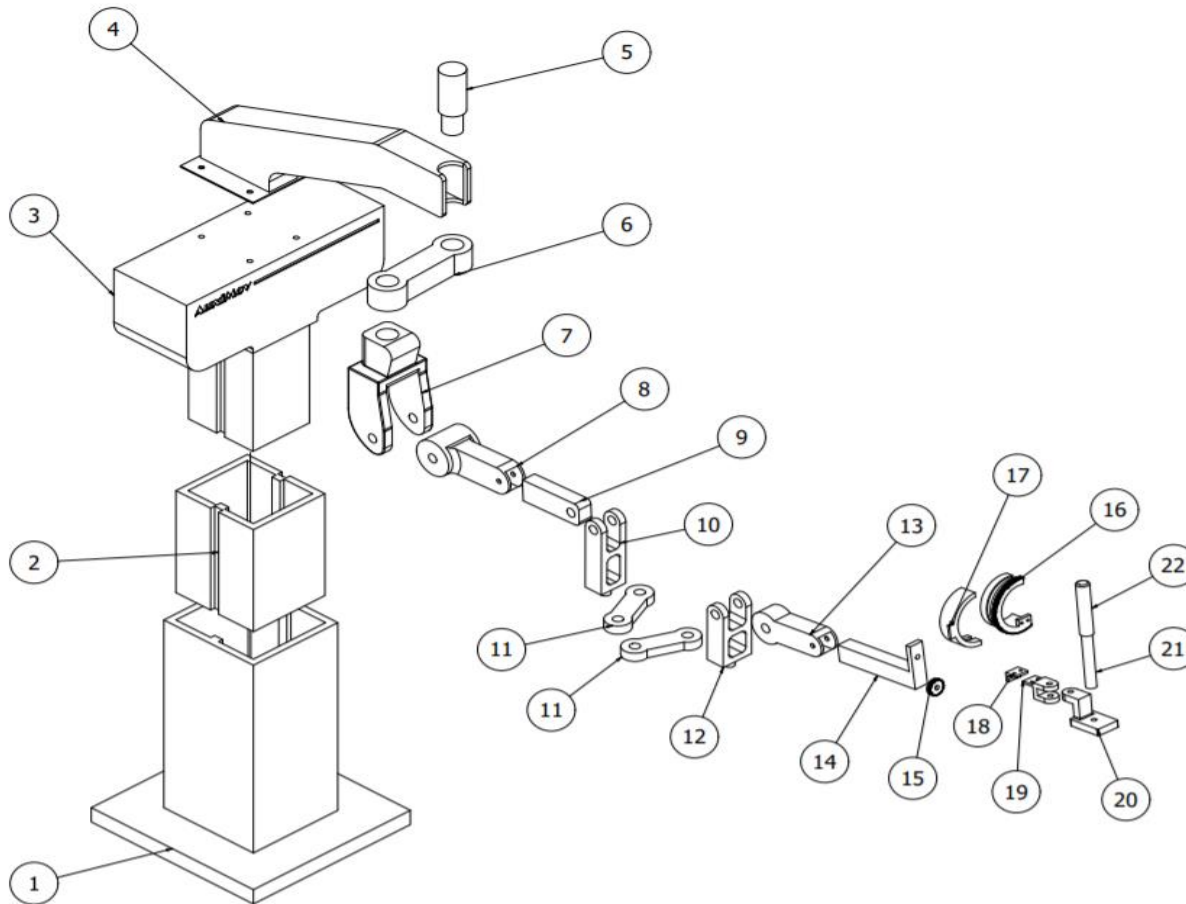
<b>Medidas antropométricas usadas en el diseño</b>			
<b>Dimensiones [mm]</b>		<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
<b>1</b>	Altura	1471	1780
<b>2</b>	Peso	48	97.3
<b>3</b>	Anchura máx. cuerpo	511	638
<b>4</b>	Longitud brazo	303	413
<b>5</b>	Longitud antebrazo	214	343
<b>6</b>	Longitud mano	162	222
<b>7</b>	Altura hombro sentado	434	596

Estas medidas se obtuvieron considerando el percentil 5% de las mujeres como longitud mínima y el percentil 95% de los hombres como longitud máxima, esto se debe a que las dimensiones menores se presentan en el género femenino y las dimensiones mayores en el género masculino.

## **2.6 Análisis estático**

Una vez obtenidos los parámetros requeridos se procedió a realizar el diseño del exoesqueleto para obtener el análisis por elementos finitos de la estructura, al ser sometida a una carga estática; esta carga se conforma por el peso máximo del brazo del paciente, el peso del mecanismo, los motores y los reductores. Para esto se trabajó con el software Inventor el cual nos permite conocer las zonas críticas que experimentan un mayor esfuerzo junto con la deformación y desplazamiento existentes.

## 2.7 Ensamble del sistema 3D



LISTA DE PARTES		
ITEM	CANTIDAD	CÓDIGO
1	1	AM-01
2	1	AM-02
3	1	AM-03
4	1	AM-04
5	1	AM-05
6	1	AM-06
7	1	AM-07
8	1	AM-08
9	1	AM-09
10	1	AM-10
11	2	AM-11
12	1	AM-12
13	1	AM-13
14	1	AM-14
15	1	AM-15
16	1	AM-16
17	1	AM-17
18	1	AM-18
19	1	AM-19
20	1	AM-20
21	1	AM-21
22	1	AM-22

Figura 2.11 Vista en explosión del ensamble del mecanismo (Fuente: Elaboración Propia)



Como se puede observar, en la figura 2.11 se presenta la vista en explosión de la maquinaria completa. La base del sistema se encuentra conformada por las piezas con código AM-01, AM-02 y AM-03. Las piezas encargadas de unir la base del equipo a la articulación del hombro son las AM-04, AM-05 y AM-06. Por otro lado, la estructura que soporta el brazo del paciente, enlazando la articulación del hombro a la articulación del codo se conforma por las piezas AM-07, AM-08 y AM-09. La unión entre el brazo y el antebrazo, la cual ayuda al correcto movimiento de la flexo-extensión del codo está formado por las piezas AM-10, AM-11 y AM-12. El antebrazo por las piezas 12-13-14 y finalmente, la articulación de la muñeca, con las piezas AM-15, AM-16, AM-17, AM-18, AM-19, AM-20, AM-21 y AM-22.

## 2.8 Cálculo de torques de las articulaciones

Para realizar la selección de los motores a emplear en cada articulación se requiere conocer el torque experimentado en cada una de estas. El exoesqueleto consta de tres articulaciones, correspondientes al hombro, codo y muñeca. La articulación del hombro posee dos grados de libertad, es decir, trabaja con dos motores. en el hombro encontramos dos articulaciones y en la muñeca una. Se definió trabajar con un mismo tipo de motor para cada articulación, para llevar a cabo el diseño se consideró el torque mayor. En el caso de las tres articulaciones, el torque máximo se experimenta al realizar el movimiento de flexo-extensión (Figura 2.3, Figura 2.6 y Figura 2.8).

El cálculo realizado es presentado en el apéndice B. De esta forma se obtuvieron lo torques mostrados en la Tabla 2.5 para distintos pesos.

**Tabla 2.5 Torque máximo en función del peso de una persona (Fuente: Elaboración Propia)**



<b>Peso (Kg.)</b>	<b>Torque articulación hombro (Nm)</b>	<b>Torque articulación codo (Nm)</b>	<b>Torque articulación muñeca (Nm)</b>
<b>60</b>	36.4508	9.3789	0.3477
<b>80</b>	40.2098	10.4561	0.4026
<b>100</b>	43.9688	11.5334	0.4574

## 2.9 Selección de motores

Para llevar a cabo un control de posición, requerido para el presente proyecto, se puede trabajar tanto con un servomotor como un motor de pasos. Cada uno de estos posee características que diferencian su funcionamiento, tomando en consideración los factores de diseño se estableció trabajar con un servomotor de corriente alterna. Entre sus ventajas encontramos que poseen una alta eficiencia, además de una mayor precisión.

Se seleccionó un mismo tipo de motor para todos los movimientos realizados en cada articulación, los cálculos empleados se detallan en el anexo c. Los motores seleccionados se muestran en la tabla 2.6

**Tabla 2.6 Especificaciones – Motores seleccionados [16]–[18]**

Articulación	Hombro	Codo	Muñeca
Marca	Panasonic	Yaskawa	Panasonic
Servomotor			
			
Modelo	MBDJT2207	SGM7M A1A	M4IA3G2L
Potencia	50W	11W	1W
Velocidad nominal	3000 rpm	3000 rpm	2625 rpm
Torque nominal	0.16 Nm	0.035 Nm	0,111 Nm
Peso	0.32 Kg	0.12 0 Kg	0.56 Kg
Servodrive			
Modelo	MBDJT2207	SGD7S 1R6A	MBDJT2207
Dimensiones	(55.5 x 150 x 150) mm	(60 x 180 x 170) mm	(55.5 x 150 x 150) mm
Encoder			
Tipo	Incremental	Incremental	Incremental
Grado de protección	IP65	IP65	IP65

Debido a que se requiere trabajar a bajas velocidades se realizó el cálculo respectivo para seleccionar el reductor apropiado. El modelo definido se muestra en la tabla 2.7. Este modelo se asignó a los tres motores debido a que todos trabajan a la misma velocidad.

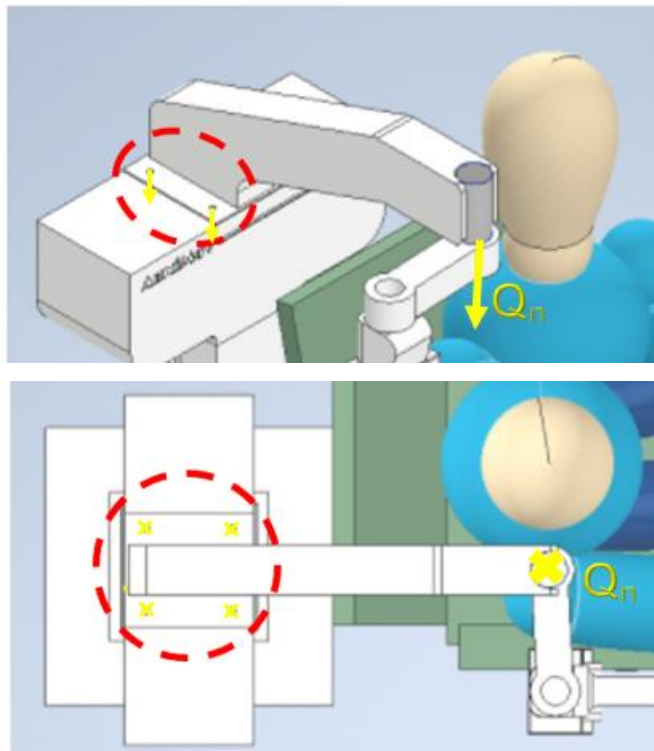
**Tabla 2.7 Especificaciones - Reductor seleccionado [19]**

Reductor Ondrives.	
	
Modelo	XSJ53-300
Relación	300:1
Velocidad de entrada máx.	4000 rpm
Diámetro eje de salida	6mm
Diámetro eje de entrada	7mm
Peso	0.17 Kg

## 2.10 Diseño de juntas soldadas y empernadas

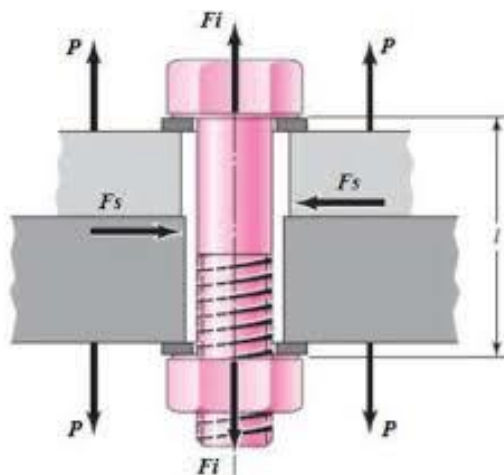
### 2.10.1 Diseño de junta empernada sometida a carga axial

Se seleccionó la junta empernada más crítica para llevar a cabo el diseño. La pieza que une la estructura del exoesqueleto con la base es considerada la unión más crítica debido a que soporta todo el peso del brazo del paciente junto con la estructura. Por este motivo se estableció trabajar con la junta empernada que une estas dos piezas. (Figura 2.12)



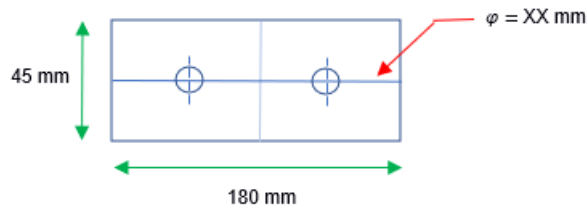
**Figura 2.12 Junta emperrada más crítica de la estructura (Fuente: Elaboración Propia)**

La fuerza soportada por la pieza mostrada en la Figura 2.13 es transmitida a las juntas emperradas provocando que se encuentren sometidas a una carga axial (Figura 2.13).



**Figura 2.13 Junta emperrada sometida a carga axial [20]**

Esta fuerza experimentada se debe al peso de los diferentes componentes soportados por la pieza. Siendo aproximadamente 250 N. Esta carga será soportada por dos juntas empernadas, cada placa posee dos tornillos, cuyas dimensiones se muestran en la Figura 2.14.



**Figura 2.14 Estructura de la junta principal (Fuente: Elaboración Propia)**

De esta forma, debido a la simetría existente, cada perno experimenta una octava parte de la fuerza total (ecuación 2.6).

$$F = \frac{Q_n}{4} = \frac{250}{4} = 62.5 [N] \quad (2.6)$$

En función a las medidas de la placa se dimensionó un diámetro del tornillo de 10mm, por este motivo se seleccionó un tornillo milimétrico de cabeza hexagonal y rosca completa, grado 8.8 con un diámetro M10 y longitud de 40 mm, sus especificaciones se detallan en la norma ISO 4017 o DIN 933. Está fabricado de acero tratado térmicamente con un recubrimiento cincado que permite proteger al perno de la oxidación y corrosión.



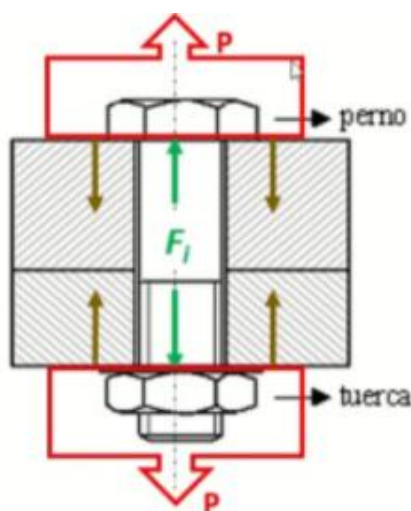
**Figura 2.15 Tornillo de rosca métrica hexagonal (ISO 4017) [21]**

Adicionalmente, se seleccionó una tuerca milimétrica hexagonal descrita por la norma ISO 4032 o DIN 934, el cual posee el mismo paso del tornillo seleccionado.



**Figura 2.16 Tuerca milimétrica hexagonal (ISO 4032) [22]**

Una vez seleccionado el perno de trabajo se procedió a verificar que la elección sea correcta y la junta empernada no falle, es decir, que los elementos de la unión no se separen.



**Figura 2.17 Fuerzas en una unión empernada sometida a tracción [23]**

Para esto se realiza el cálculo de la precarga inicial  $F_i$  que experimentará el tornillo, se consideró que está siendo sometido a una carga estática  $P$  (Figura 2.17), comprendida por el peso de la estructura y peso del miembro superior del paciente (no se puede realizar un diseño para fatiga debido a que la carga no es fluctuante ni reversible). Existirá una precarga máxima la cual se encuentra limitada por la resistencia a la fluencia del perno. Adicionalmente, se halla la magnitud de la precarga mínima y finalmente se selecciona un valor ( $F_{i\,sel}$ ) dentro de este rango aplicando el criterio de la ecuación 2.7.

$$F_{i\,min} \leq 0.6F_p \leq F_{i\,sel} \leq 0.9F_p \leq F_{i\,max} \quad (2.7)$$

En donde,  $F_p$  corresponde a la fuerza de prueba obtenida a partir de la resistencia de prueba del tornillo selecto.

Empleando esta fuerza seleccionada junto con la información referente a los materiales de fabricación de la placa y del perno se encontró el esfuerzo medio, alternante y el esfuerzo experimentado lo cual nos permite hallar el factor de seguridad para el presente diseño. Los cálculos detallados se muestran en la sección de anexos. Los valores hallados se muestran en la tabla 2.8.

**Tabla 2.8 Resultados de cálculos de diseño (Fuente: Elaboración Propia)**

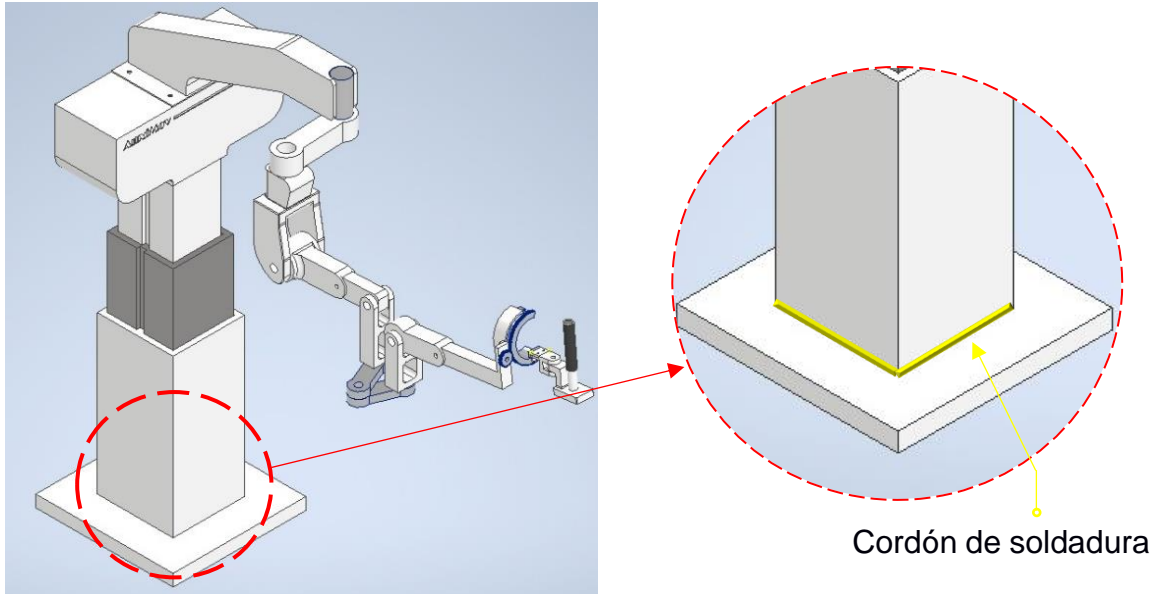
Factor de seguridad	Fuerza de apriete mínima [N]	Fuerza de apriete máxima [N]	Fuerza de apriete seleccionada [N]	Torque de apriete [Nm]
$N$	$F_{i\ min}$	$F_{i\ max}$	$F_{i\ sel}$	$T_i$
57	26.25	47742	37000	74

El factor de seguridad hallado demuestra que el perno selecto soportará la carga P (Figura 2.17) dinámica experimentada por la unión, sin existir una separación de los elementos que conforman la junta empernada.

Además, se realizó el cálculo del torque de apriete (Tabla 2.8); debido a que, al momento de realizar el apriete de los pernos es difícil medir la fuerza generada en el interior de los tornillos. Sin embargo, es mucho más fácil conocer el torque experimentado y medir este al momento de realizar la sujeción del perno.

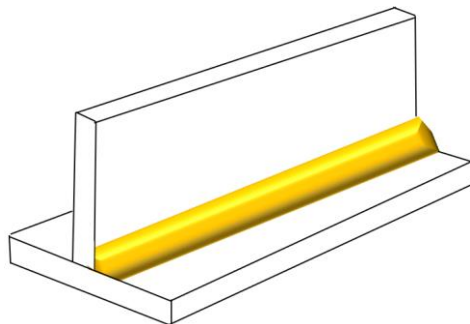
### 2.10.2 Diseño de junta soldada

Para el presente diseño se tuvieron varios elementos que, para su correcto acople, y debido a las condiciones presentadas, fue necesario establecer juntas soldadas. Una de las partes del exoesqueleto que presenta una junta soldada es la base que soporta el peso de la estructura. La unión de estos elementos se muestra en la figura 2.18. Esta representa la junta soldada más crítica dentro de la estructura.



**Figura 2.18 Selección de junta soldada: base de la estructura (Fuente: Elaboración Propia)**

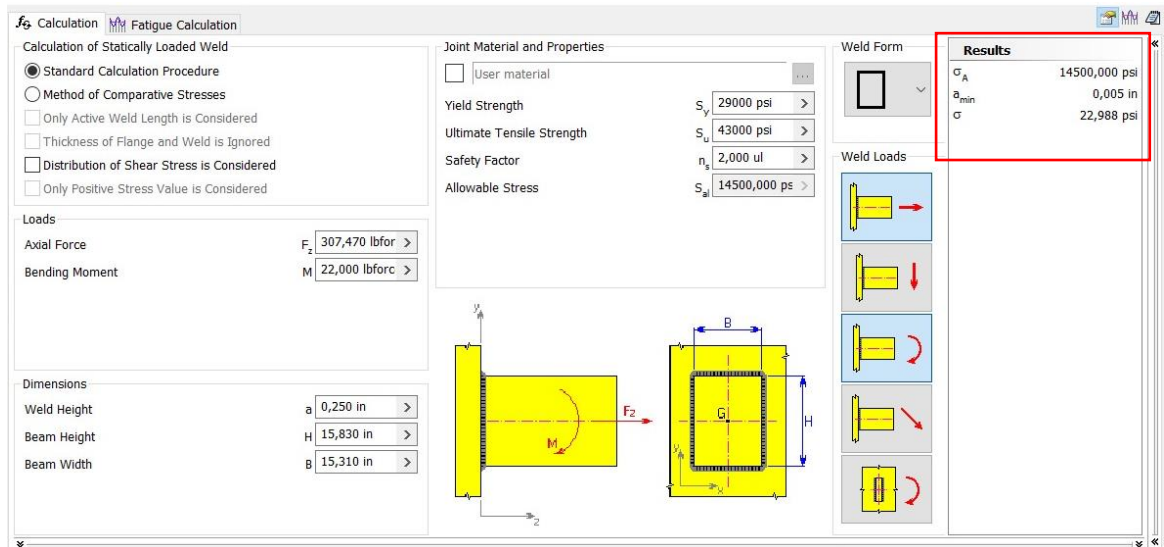
La junta de la figura 2.18 es una unión en T la cual será soldada empleando una unión en ángulo o de filete tal como se muestra en la figura 2.19



**Figura 2.19 Soldadura en ángulo (Fuente: Elaboración Propia)**

La base de la estructura experimenta una fuerza de flexión debido al peso del brazo del paciente. Además, esta se encuentra sometida a una carga axial provocada por su propio peso. A partir de estos datos se procedió a emplear la calculadora de Inventor para cordones de soldadura, tal como se muestra en la figura 2.20, para hallar la información requerida.





**Figura 2.20** Calculadora inventor de filete de soldadura (Fuente: Elaboración Propia)

De esta forma, el esfuerzo experimentado por el cordón de soldadura es aproximadamente 22,968 psi. Mientras que, el electrodo seleccionado es el electrodo E 4043 el cual posee una resistencia de 14,5kpsi, siendo este el límite permisible de esfuerzo que puede soportar la junta soldada. Como se evidencia, el esfuerzo obtenido se encuentra muy por debajo del esfuerzo permitido, por lo que el electrodo seleccionado y la magnitud definida para la garganta asegurarán que la unión soldada permanecerá unida.

Además, se requiere definir el tipo de soldadura que nos permita obtener los mejores resultados. Se conoce que el material de la base es acero inoxidable, motivo por el cual se estableció emplear soldadura por arco manual con electrodo revestido (SMAW), realizando un cordón con movimiento circular.

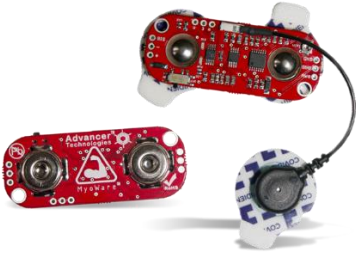
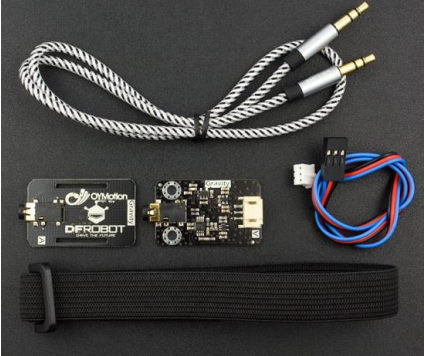
En cuanto a las otras uniones soldadas presentes en el mecanismo, conformadas por aluminio, se conoce que este es un material que presenta cierta complejidad para ser soldado, tal como su bajo punto de fusión, su tendencia a ser más blando, entre otras propiedades. Por este motivo se definió realizar una soldadura por arco de tungsteno con gas inerte, siendo uno de los métodos más comunes empleados para esta aplicación; este gas permite proteger en contra de la oxidación.

## 2.11 Selección del sensor muscular

Se requieren varios sensores EMG para capturar la actividad eléctrica de los músculos, misma que se encargará de dirigir los movimientos de la extremidad definidos para el exoesqueleto. Existen diferentes marcas, tales como MyoWare, Muscle Sensor V3, SichiRay, Gravity OYMotion, entre otros, cuyos dispositivos incluyen una placa que devuelve la señal eléctrica filtrada y rectificada, lista para ser controlada.

Las dos marcas más importantes dentro de este campo son MyoWare y Gravity. En la Tabla 2.9 se realiza una comparación entre estas dos marcas.

**Tabla 2.9 Tabla comparativa de sensores EMG (Parcialmente tomado de [24] [25])**

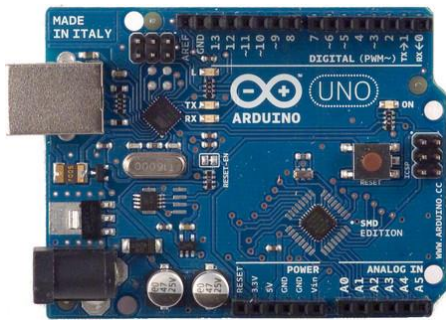

	MyoWare	Gravity
Equipo		
Componentes	Tarjeta electrónica, cable y electrodo superficial de gel	Tarjeta electrónica, cables y electrodos superficiales seco
Alimentación	+2.9V ~ 5.7V	+3.3V ~ 5.5V
Tamaño placa	52.3 mm x 20.7 mm	22 mm x 35 mm
Modos de salida	Señal sin procesar Señal procesada (amplificada, filtrada y rectificada)	Señal procesada (amplificada, filtrada y rectificada)
Ajuste de ganancia	0.01Ω – 100kΩ	0.01Ω – 100kΩ
Comunicación	Diseñada especialmente para microcontroladores.	

Luego de analizar ambos equipos y sus características, se definió trabajar con Gravity de OYMotion – DFRobot. Ambos sensores mantienen una gran similitud, sin embargo, para tomar la decisión también se consideraron otros factores, tales como la disponibilidad y el costo; además, el sensor Gravity tiene un diseño más compacto y el electrodo seco tiene mejor recepción de la señal y vida útil más larga.

## 2.12 Selección de la unidad de cómputo

Para procesar las señales mioeléctricas y accionar los motores se requiere de una unidad de cómputo, capaz de hacer este proceso de manera rápida y eficaz. Por lo que procedemos a realizar la comparación (Tabla 2.10) de las dos unidades de cómputo más utilizadas a nivel de proyectos electrónicos, Arduino y ESP32.

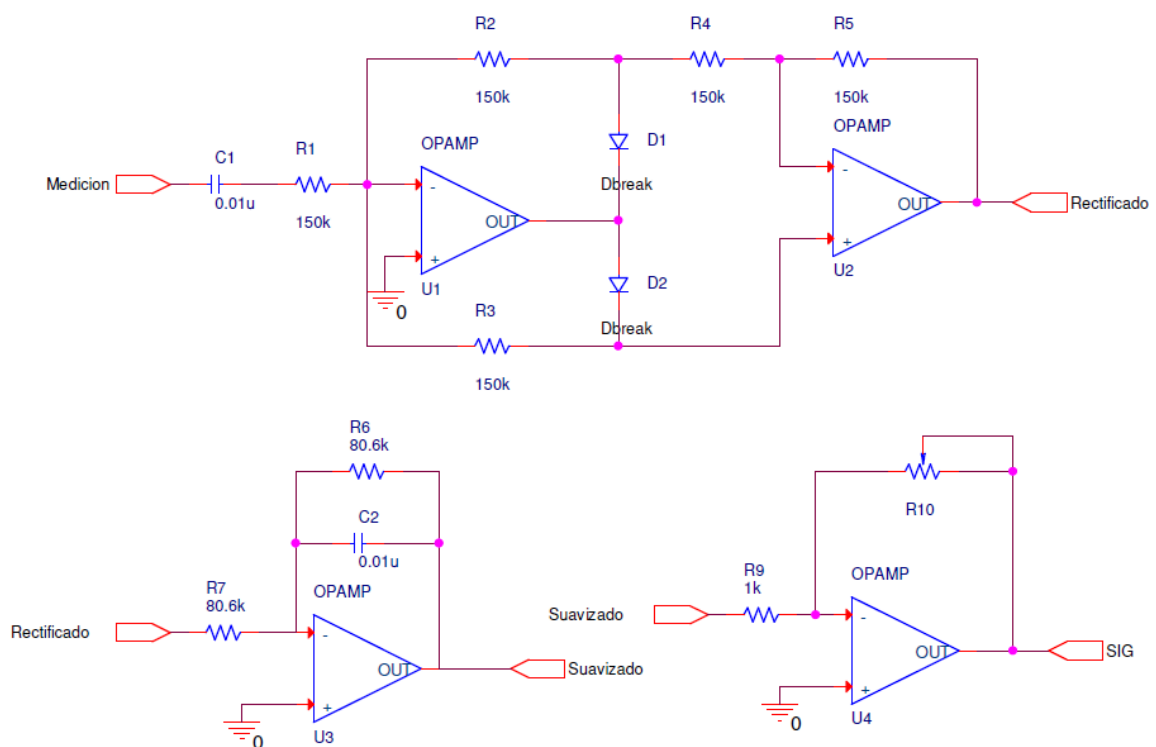
**Tabla 2.10** Tabla comparativa de unidades de cómputo(Parcialmente tomado de [26] [27])

	Arduino	ESP32
Equipo		
Software	Código abierto	Código abierto
Sistema Operativo	No	No
CPU	16 MHz	32-bit Xtensa LX6 de doble núcleo @ 240 MHz
RAM	2 KB	520 KB
GPU	VideoCore IV 400 MHz	Esp8266
Bluetooth	No	Bluetooth 4.2 2.4 Ghz
Wifi	No	Si
Lenguaje de programación	Arduino y C/C++	Esp-Idf, micropython, lua, Arduino (c++), CForth, JavaScript, Hybrid C/Python

Luego de analizar ambos equipos y sus características, se definió trabajar con ESP32, debido que es destinado para ejecutar múltiples programas al mismo tiempo, la velocidad de procesamiento es mayor y cuenta con comunicación inalámbrica.

## 2.13 Procesamiento de señales mioeléctricas

El sensor empleado para captar las señales eléctricas del músculo pertenece a la marca OYMotion, llamado Gravity. Las mediciones obtenidas son procesadas, pasando por tres etapas: filtrado, rectificado y finalmente amplificado. Los valores finales obtenidos fluctúan dentro del rango de 0V hasta el voltaje de alimentación en función del estado del músculo; el cual puede estar contraído o relajado. Esta placa se encuentra diseñada especialmente para trabajar con microcontroladores, por este motivo es posible alimentarla con 3.3V o 5V.

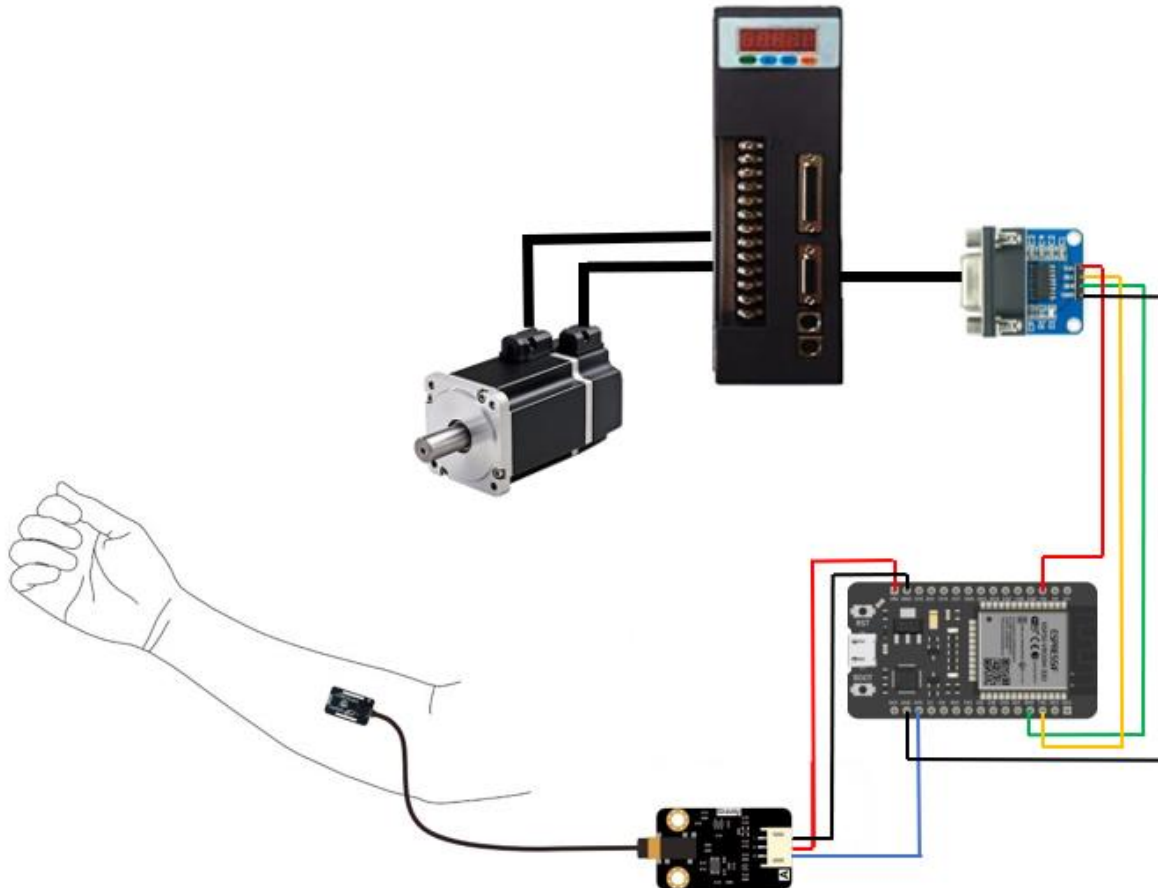


**Figura 2.21** Circuito de procesamiento de la señal mioeléctricas (Fuente: Elaboración Propia)

Los componentes presentes en la placa son analógicos; el circuito posee un circuito integrado, parte central del mismo, el cual cuenta con cuatro amplificadores operacionales (OPAMP). Cada uno de estos se encuentra estructurado para trabajar como amplificador, rectificador o integrador, tal como se muestra en la Figura 2.21. Empleando estos componentes se logra realizar el procesamiento de la señal muscular captada por el electrodo seco ubicado en la zona de interés.

## 2.14 Diagrama de conexiones eléctricas

En la figura 2.22 se muestra el diagrama de conexiones eléctricas para el control de posición y velocidad de un servomotor. Este circuito será replicado para los cinco motores presentes en el equipo completo.



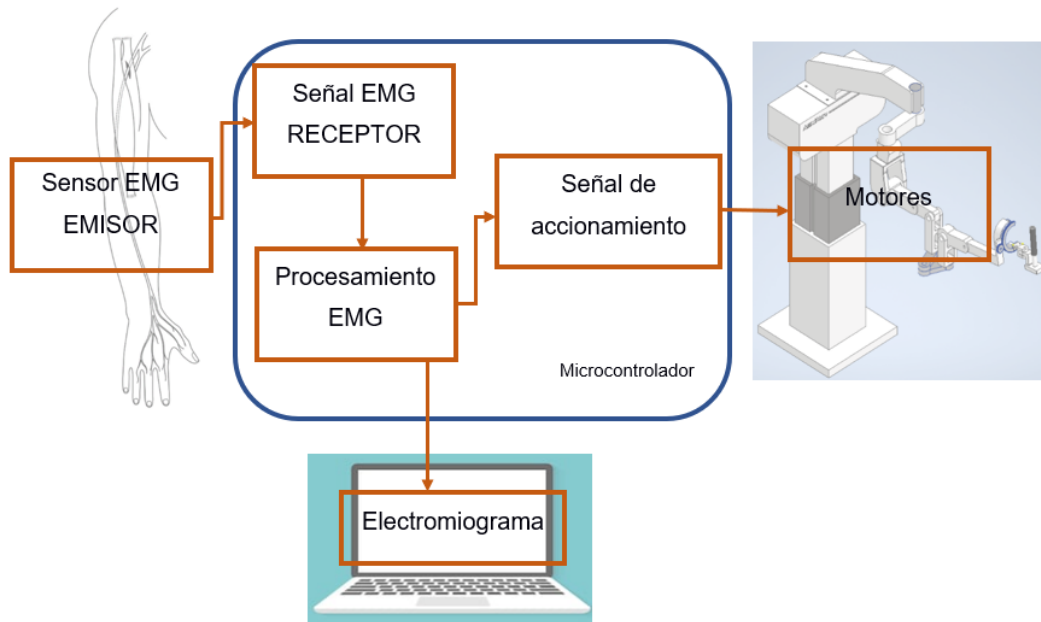
**Figura 2.22 Diagrama de conexiones eléctricas (Fuente: Elaboración Propia)**

El voltaje generado al momento de realizar la contracción o relajación muscular es captado por el electrodo ubicado en el músculo de interés, dicha señal es procesada por el sensor mioeléctrico Gravity de OYMotion y enviada hacia el microcontrolador ESP32. Dentro del controlador se realiza un monitoreo de la actividad muscular, cuando se detecta la intención de realizar el cambio de posición se envía automáticamente la señal de activación hacia el servomotor, junto con la información referente a la posición angular requerida (esta información es obtenida del servidor remoto a través del módulo WiFi ubicado en el controlador). Estos datos se envían por medio del puerto serial Rx y Tx del microcontrolador; para que esta

información sea captada por el servodrive se requiere transformar la señal del protocolo de comunicación UART hacia el protocolo RS232, lo cual se realiza mediante la placa MAX232. Una vez que el servodrive recibe la información este se encarga de controlar la posición del servomotor modificando su posición de acuerdo con los requerimientos. Cabe destacar que la velocidad no será controlada puesto que se emplea un reductor para mantener siempre una velocidad constante de 10 RPM, adecuada para la presente aplicación.

## 2.15 Diseño del sistema de control

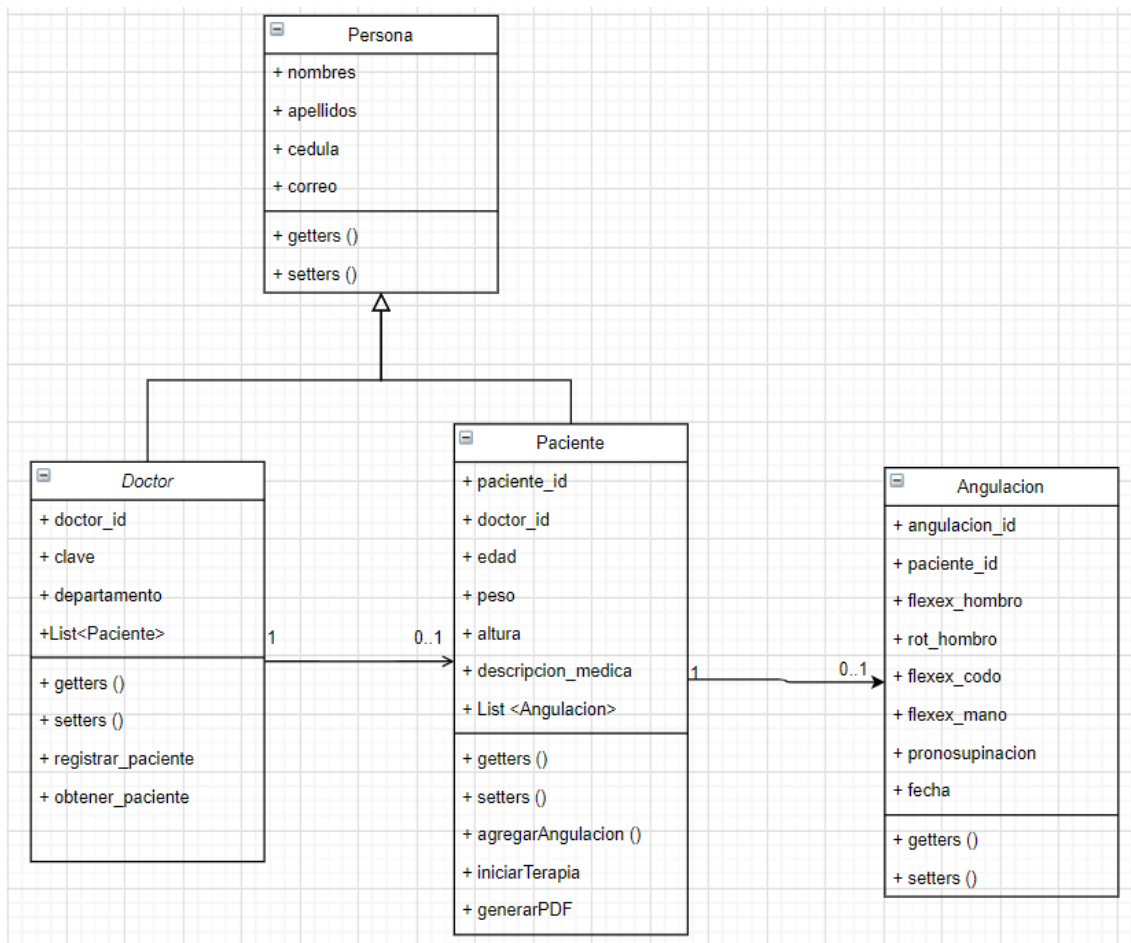
El sistema de control empleado posee una estructura lineal sin retroalimentación. Los datos receptados por los sensores son procesados y empleados para accionar los motores presentes en la estructura. Adicionalmente, estos datos son enviados en tiempo real a la aplicación de escritorio para el monitoreo de las señales mioeléctricas del músculo. Dicha estructura se muestra en la Figura 2.23.



**Figura 2.23 Estructura del Sistema de control (Fuente: Elaboración Propia)**

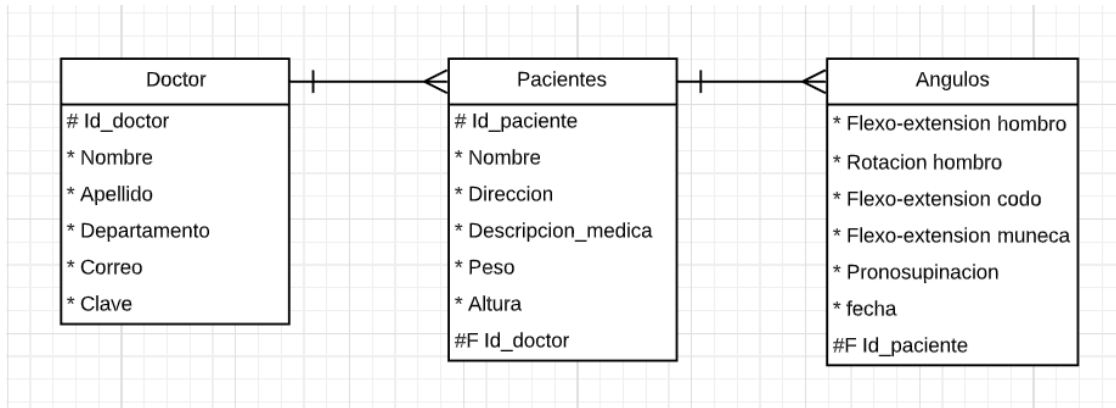
## 2.16 Diseño de la aplicación de escritorio

La aplicación fue diseñada para el profesional encargado de la terapia. Este deberá registrar nuevos pacientes, especificar su información personal, médica e iniciar las sesiones de terapia. El diagrama de clases de la aplicación se muestra en la Figura 2.24; en donde se evidencia la estructura de las clases y métodos a emplear dentro del programa.



**Figura 2.24 Diagrama de clases (Fuente: Elaboración Propia)**

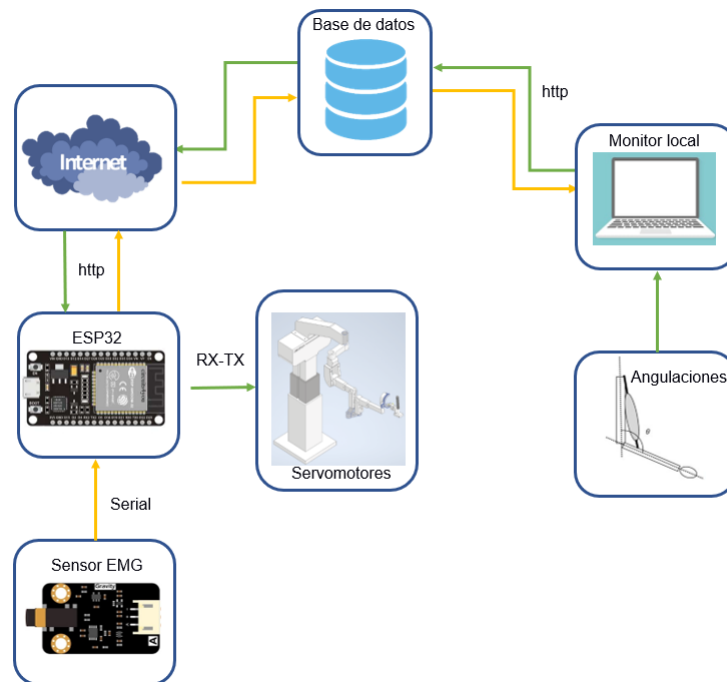
Los datos registrados dentro de la aplicación serán almacenados en una base de datos tipo SQL, siendo la más apropiada debido a que no se trabajará con grandes cantidades de información y es conveniente manejar la estructura de datos de forma relacional. Dicha estructura se muestra en el diagrama entidad-relación (Figura 2.25).



**Figura 2.25 Diagrama entidad – relación de la base de datos (Fuente: Elaboración Propia)**

Además, esta base de datos será remota, de esta forma se logrará acceder a esta desde cualquier otro dispositivo y no existirá riesgo de pérdida de datos debido a que se encuentran almacenados en la nube.

Los datos ingresados por el profesional se enviarán a la base de datos a través del protocolo HTTP empleando la librería Request de java, esta misma nos permitirá recibir los datos requeridos. En el diagrama de la figura 2.26 se detalla el flujo de la información a través de los diferentes dispositivos involucrados junto con el protocolo de comunicación empleado.



**Figura 2.26 Diagrama de protocolos de comunicación (Fuente: Elaboración Propia)**



# CAPÍTULO 3

## 3. ANÁLISIS Y RESULTADOS

### 3.1 Diseño 3D del exoesqueleto

En la figura 3.1 se muestra el diseño 3D final de la máquina, conformado por la estructura mecánica y los actuadores empleados.

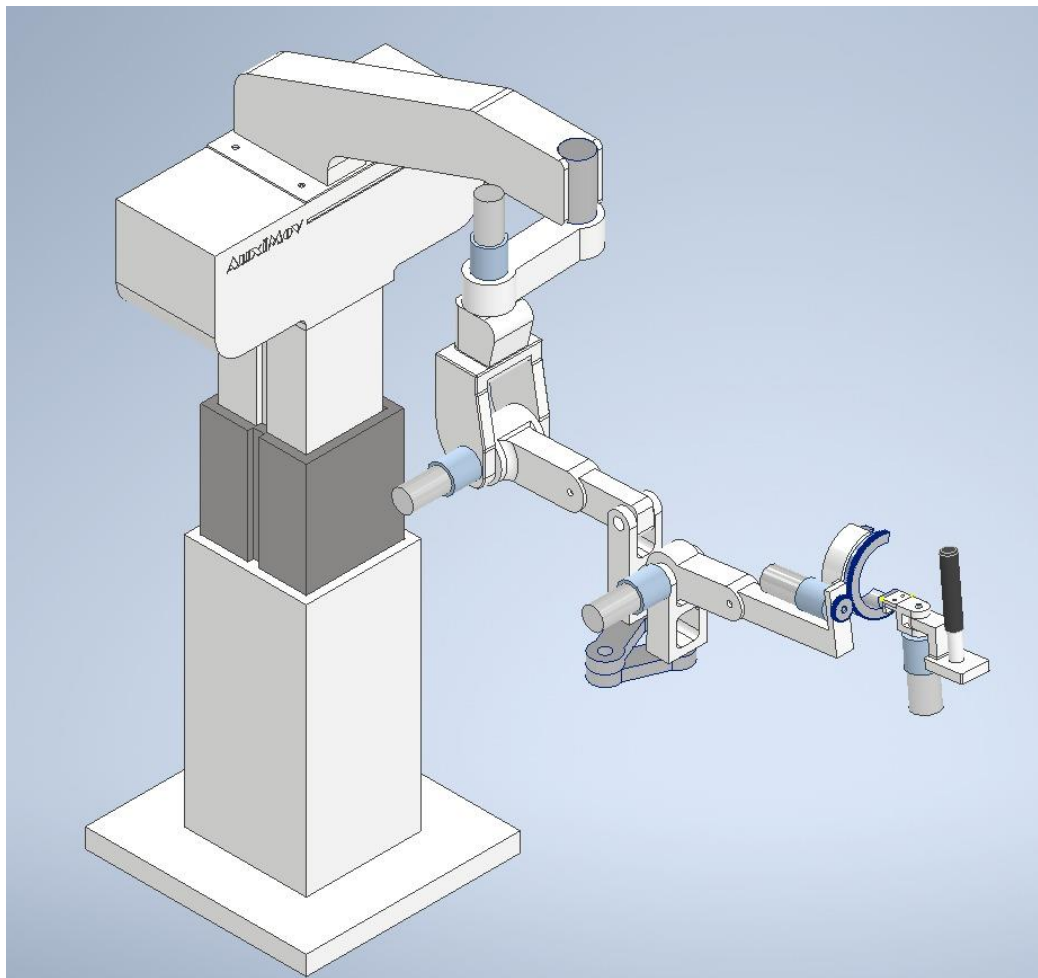
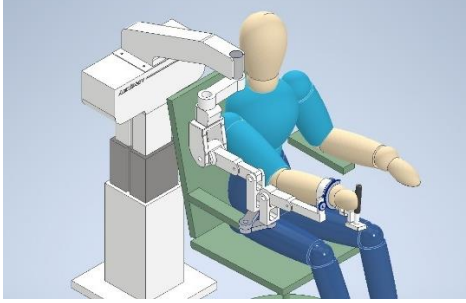
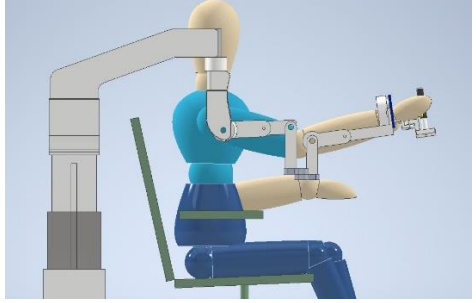
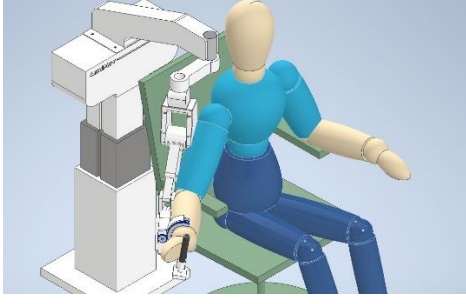
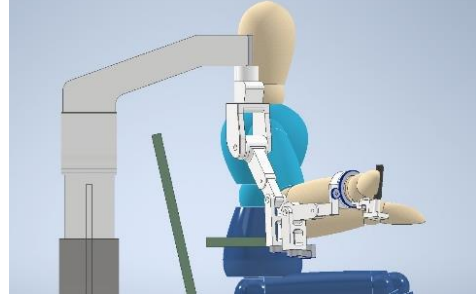
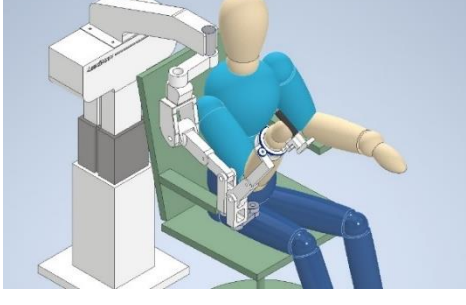
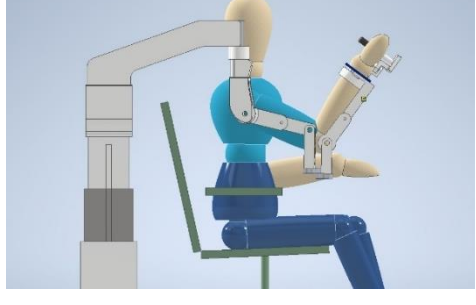
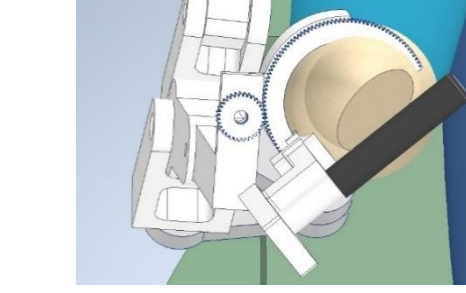
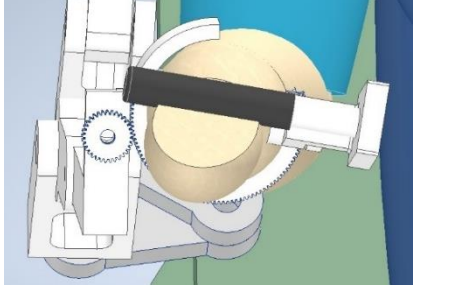


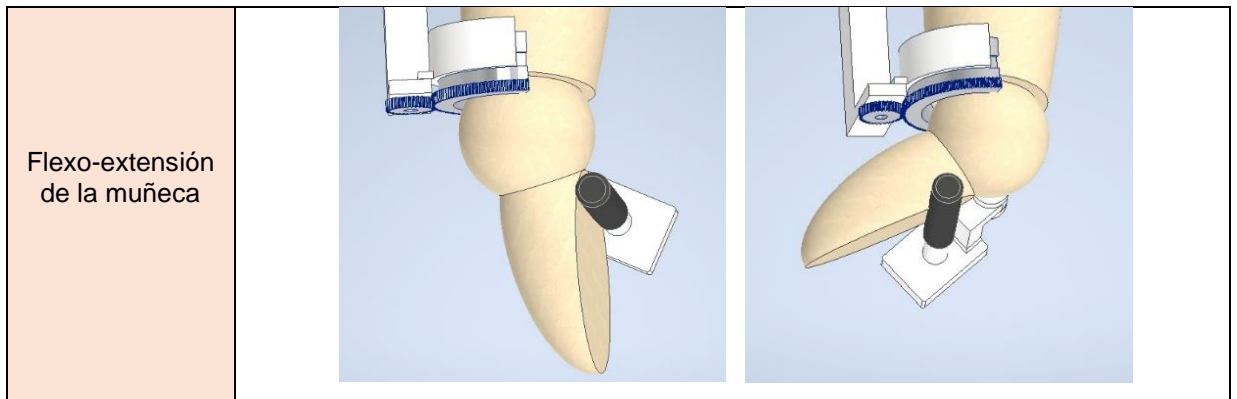
Figura 3.1 Ensamble 3D del exoesqueleto (Fuente: Elaboración Propia)

### 3.2 Simulación de movimientos

En la tabla 3.1 se muestra un ejemplo de los movimientos logrados para cada articulación. Tal como se evidencia, el mecanismo cuenta con 5GDL.

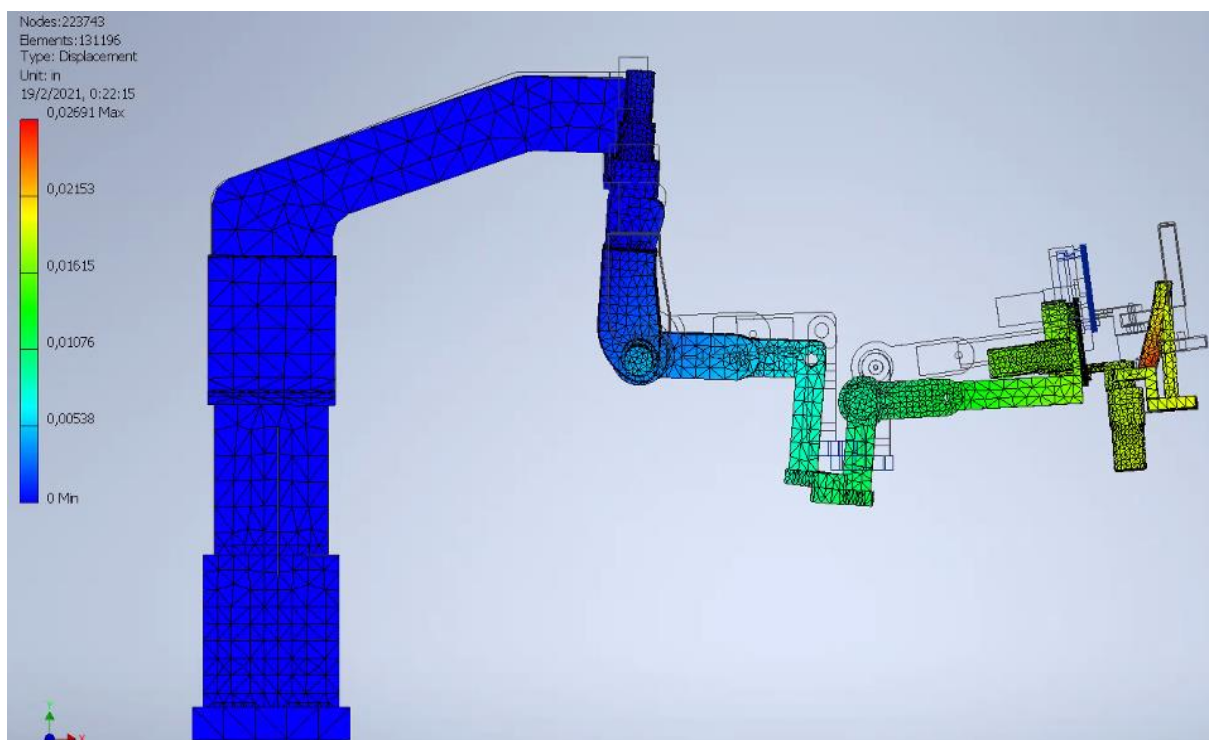
**Tabla 3.1 Ejecución de los movimientos especificados (Fuente: Elaboración Propia)**

Movimiento	Ejecución	
Flexión del hombro		
Rotación del hombro		
Flexión del codo		
Pronosupinación del codo		



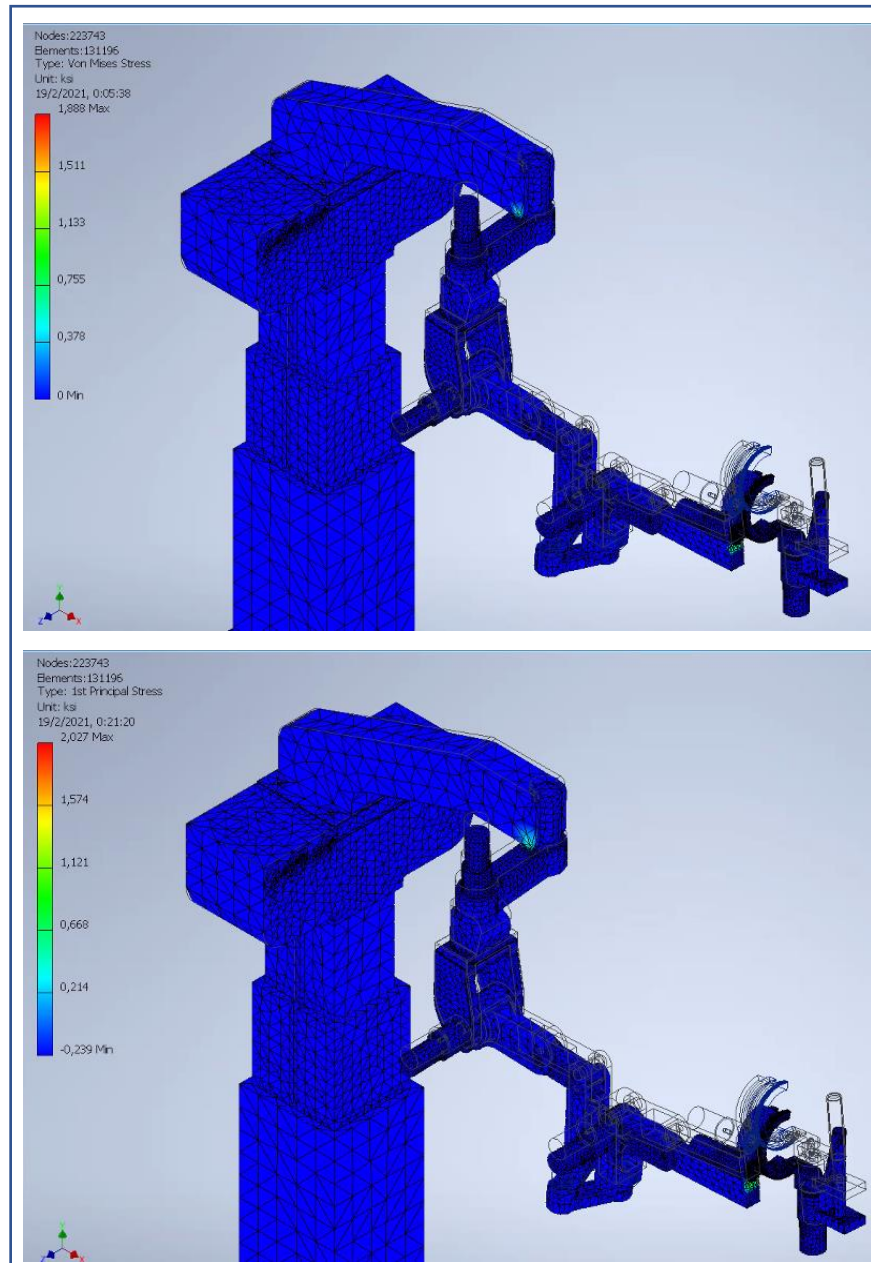
### 3.3 Análisis estático

En la figura 3.2 se observa el análisis referente a la deformación de la estructura bajo su propio peso. Se puede evidenciar que las zonas más claras denotan un mayor cambio en su posición; sin embargo, esta zona no es la que sufre mayor deformación. El desplazamiento experimentado se debe a la deformación de las piezas que conforman el soporte de estas.



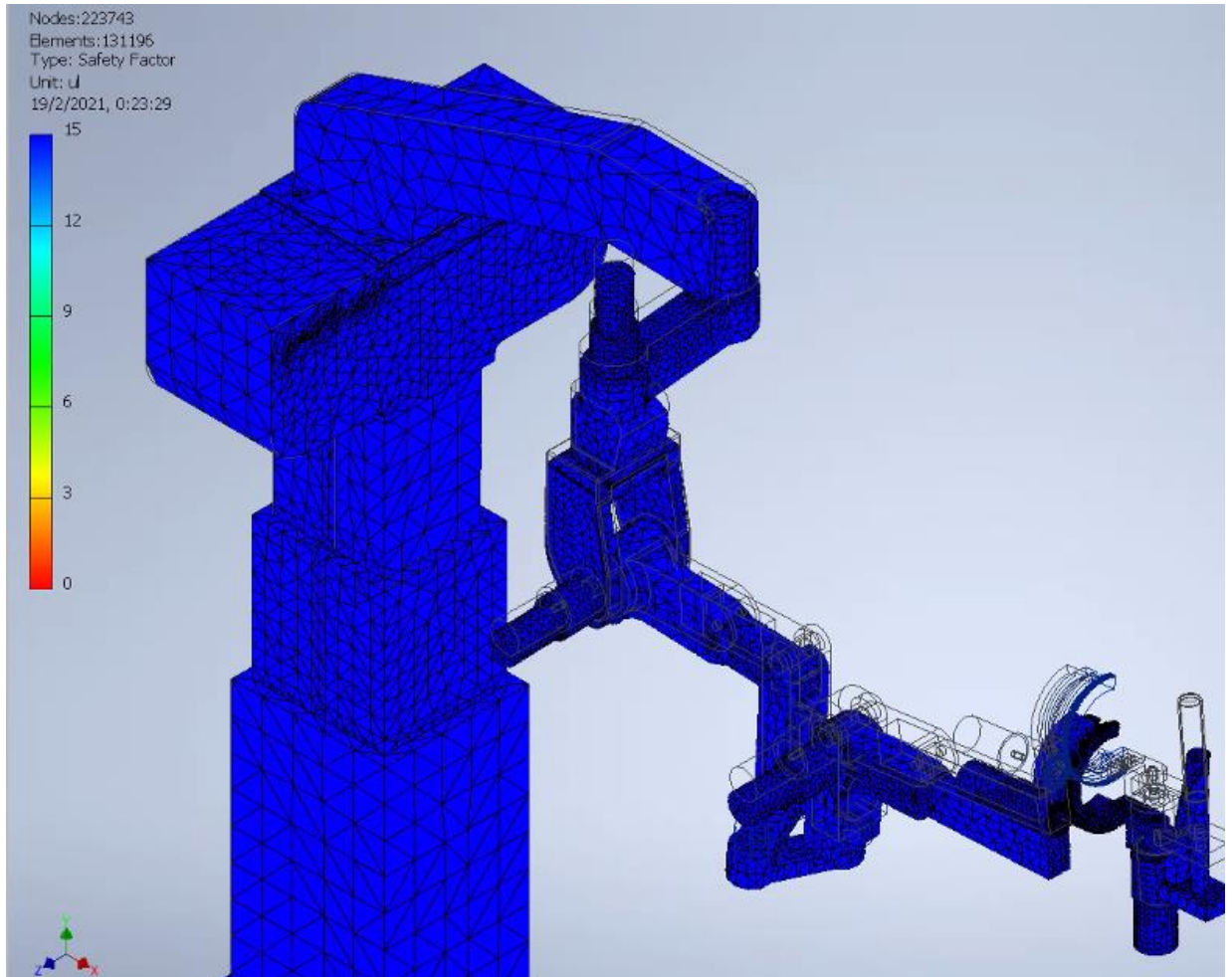
**Figura 3.2 Desplazamiento de la máquina debido a la carga aplicada (Fuente: Elaboración Propia)**

En cambio, en la figura 3.3 se analiza el esfuerzo experimentado en la máquina. Las zonas que sufren un mayor esfuerzo (zonas más claras) corresponden, en primer lugar, a la unión encargada de soportar la estructura en la cual se apoya el brazo del paciente y, en segundo lugar, a la pieza que sostiene a la articulación de la muñeca. Estos esfuerzos provocan una deformación mínima logrando así comprobar que el mecanismo soportará el peso respectivo sin sufrir daños severos.



**Figura 3.3 Esfuerzo debido a la carga aplicada. (Fuente: Elaboración Propia)**  
**A. Primer esfuerzo principal. B. Esfuerzo de Von misses**

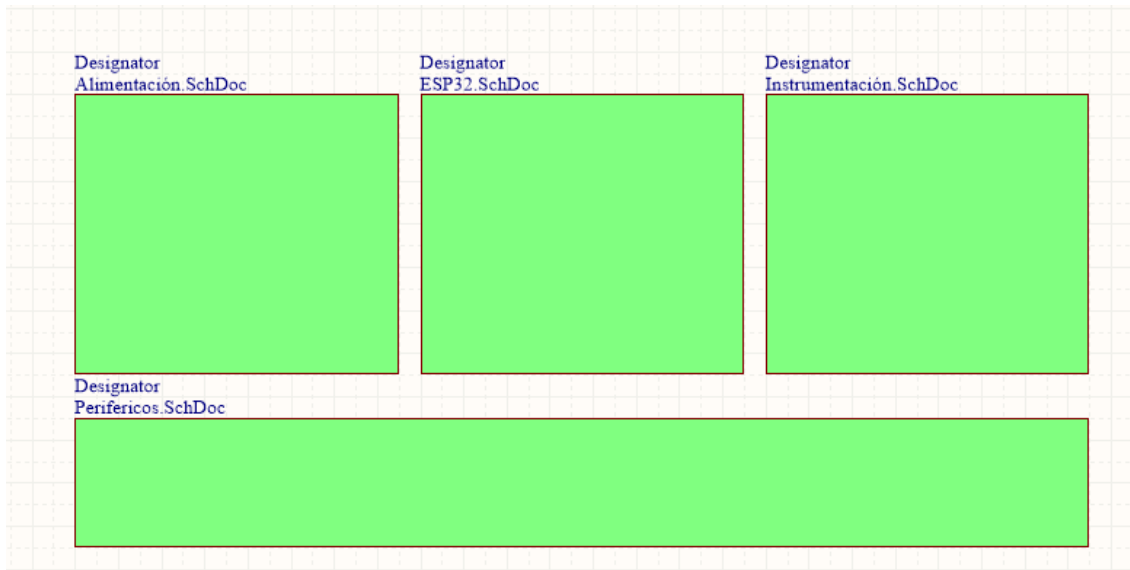
Finalmente, en la figura 3.4 se muestra el factor de seguridad de todo el mecanismo obtenido luego del análisis realizado. Esto demuestra que la estructura es segura para el uso, obteniendo un factor de seguridad de aproximadamente 15.



**Figura 3.4 Factor de seguridad de la estructura al ser sometida a una carga (Fuente: Elaboración Propia)**

### **3.4 Circuito eléctrico de funcionamiento**

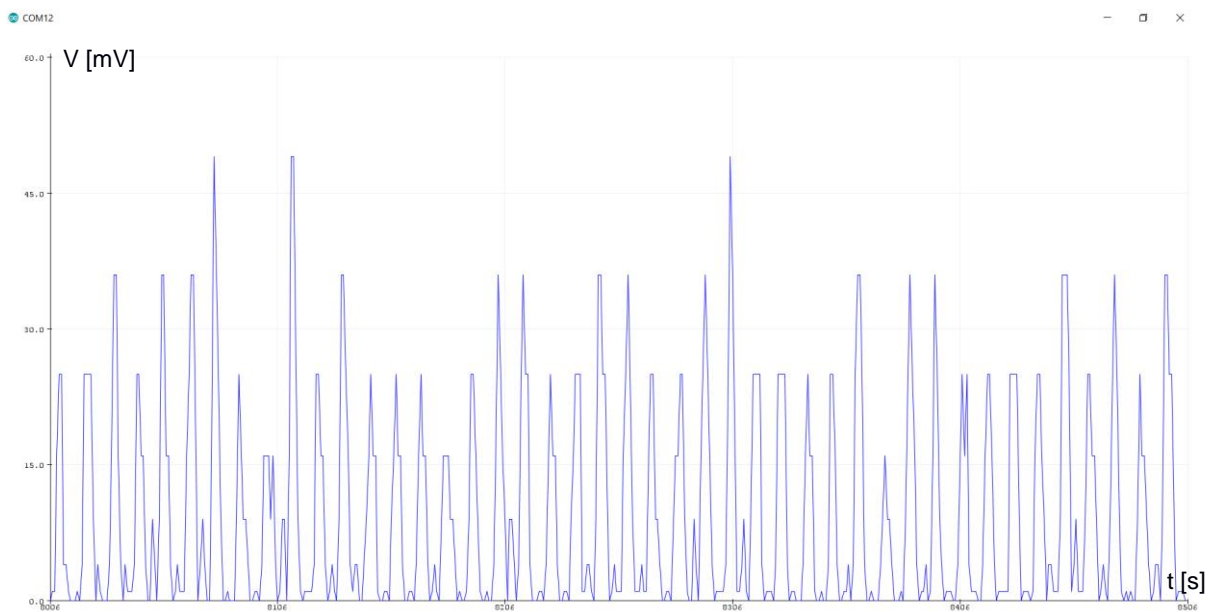
El diagrama de bloques mostrado en la figura 3.5 muestra de manera reducida el circuito eléctrico completo, en donde cada recuadro de color verde representa un plano eléctrico. Los planos de alimentación del microcontrolador, el plano de conexiones del ESP32, los pines de salida y entrada en el plano de instrumentación y los pines no usados del microcontrolador en los planos periféricos están detallados en el Anexo F.



**Figura 3.5 Diagrama de bloques del circuito eléctrico (Fuente: Elaboración Propia)**

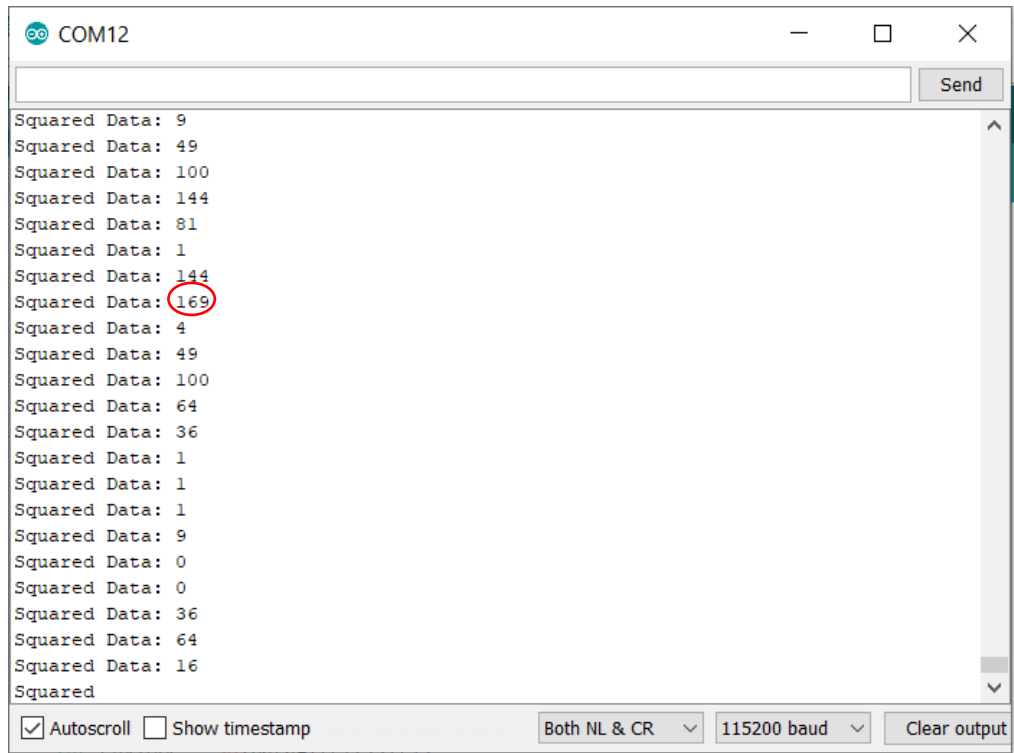
### 3.5 Procesamiento de señales mioeléctricas

La figura 3.6 muestra la actividad eléctrica del músculo sin procesar, en reposo y con un valor de  $\text{threshold} = 0$ , en donde se puede observar distintos picos, los cuales ayudan a calibrar el sensor.



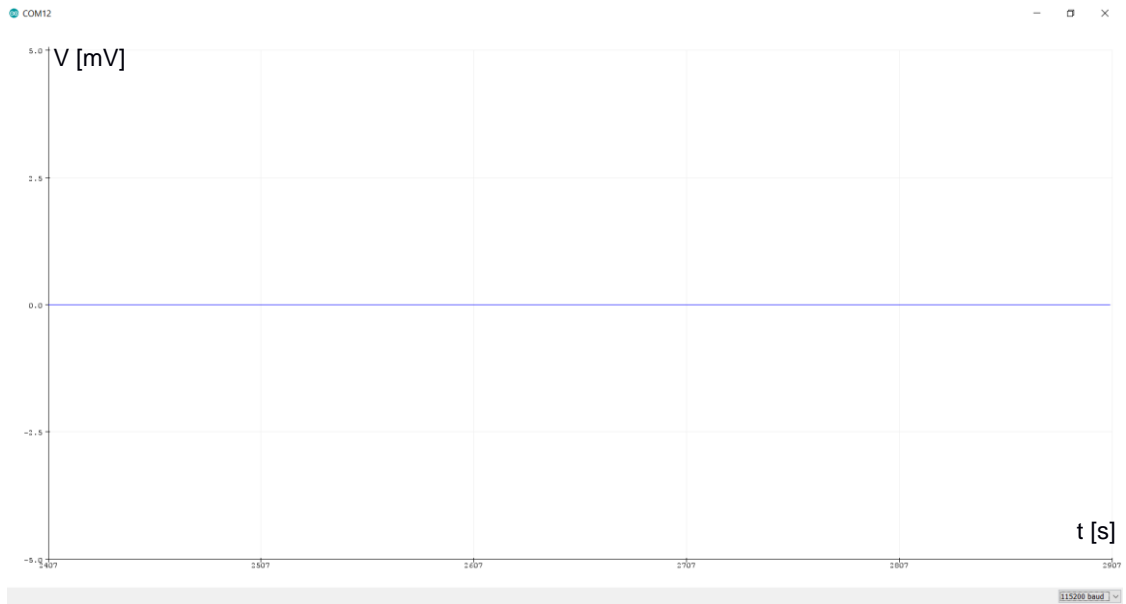
**Figura 3.6 Señales mioeléctricas sin procesar (gráfica Voltaje vs. Tiempo) (Fuente: Elaboración Propia)**

Con la ayuda del monitor serial de Arduino (Figura 3.7), se obtuvieron los datos graficados en la figura 3.6, en donde se obtendrá el valor pico de voltaje eléctrico, este valor indica la señal eléctrica máxima a la que llegará el músculo en reposo, el mismo que será usado como valor de referencia para la calibración del equipo.



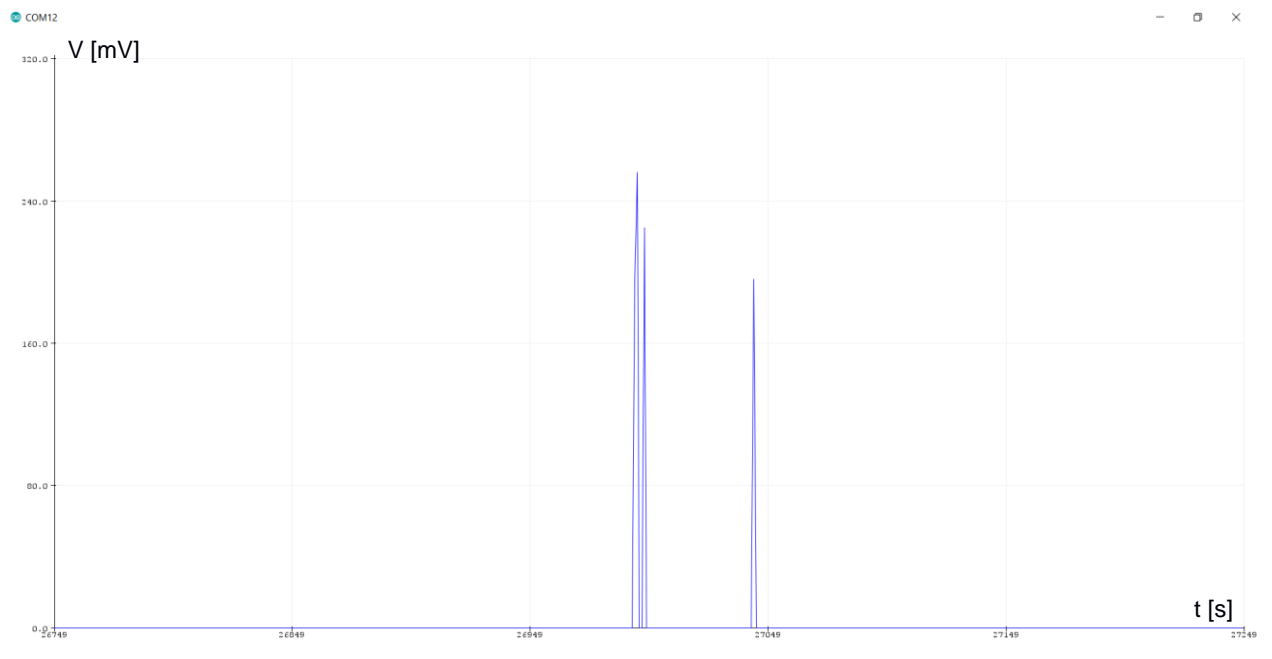
**Figura 3.7 Serial arduino con valores de voltaje mioeléctricos (Fuente: Elaboración Propia)**

El filtro aplicado dependerá del voltaje máximo en nuestro código fuente (threshold=169), en caso de que la señal aún continúe mostrando ruido se debe repetir el proceso hasta obtener la señal mostrada en la figura 3.8.



**Figura 3.8 Señal procesada en reposo (gráfica Voltaje vs. Tiempo) (Fuente: Elaboración Propia)**

La figura 3.9 muestra la señal eléctrica al querer cambiar el musculo de un estado de reposo a un estado de actividad, esta señal se presenta en forma de pulso, el cual puede ser usado para la activación de los servomotores.



**Figura 3.9 Señal de pulso al ejecutar un movimiento (gráfica Voltaje vs. Tiempo) (Fuente: Elaboración Propia)**

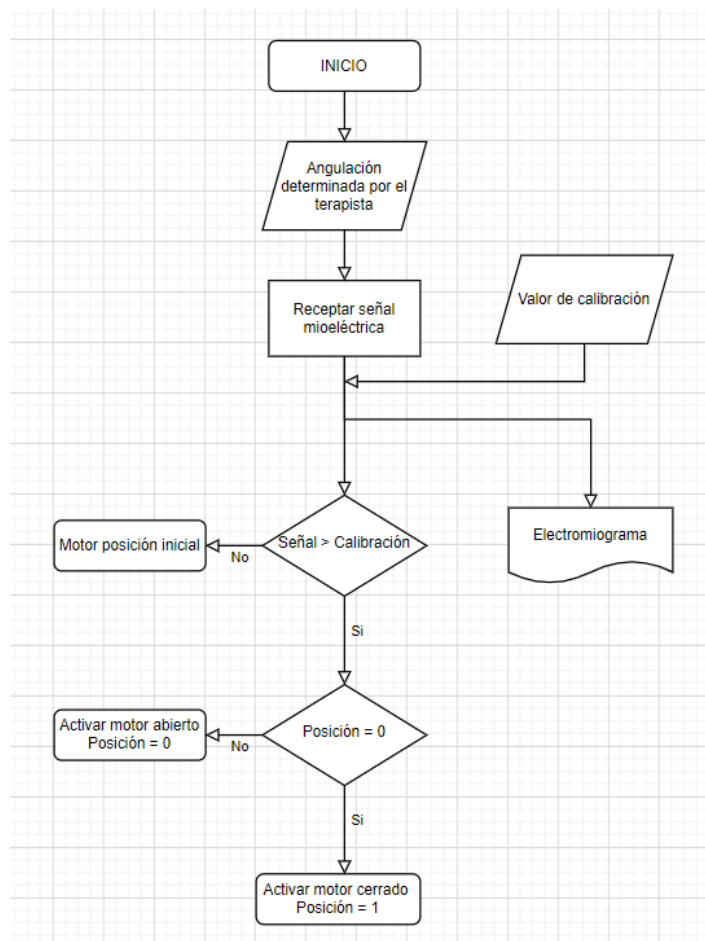


### 3.6 Sistema de control de los motores

De acuerdo con el diagrama de flujos de la figura 3.10, donde se muestra el funcionamiento del sistema de control, se tiene que, al iniciar el programa, el terapeuta ingresará la angulación máxima a la que llegaran los motores.

La aplicación mostrará el valor máximo eléctrico en reposo, el cual deberá ser ingresado para la calibración del sensor por cada paciente.

La señal procesada se encarga de activar el motor. Cuando el paciente quiera ejecutar un movimiento, el sensor enviará un pulso como se muestra en la figura 3.9. El movimiento del motor dependerá de la posición anterior, si estuvo en la posición inicial (0) se moverá a la angulación indicada (1). A su vez, si el paciente ya tiene el brazo en la posición (1) se enviará un mismo pulso para activar el motor y regresarlo al punto inicial (0).

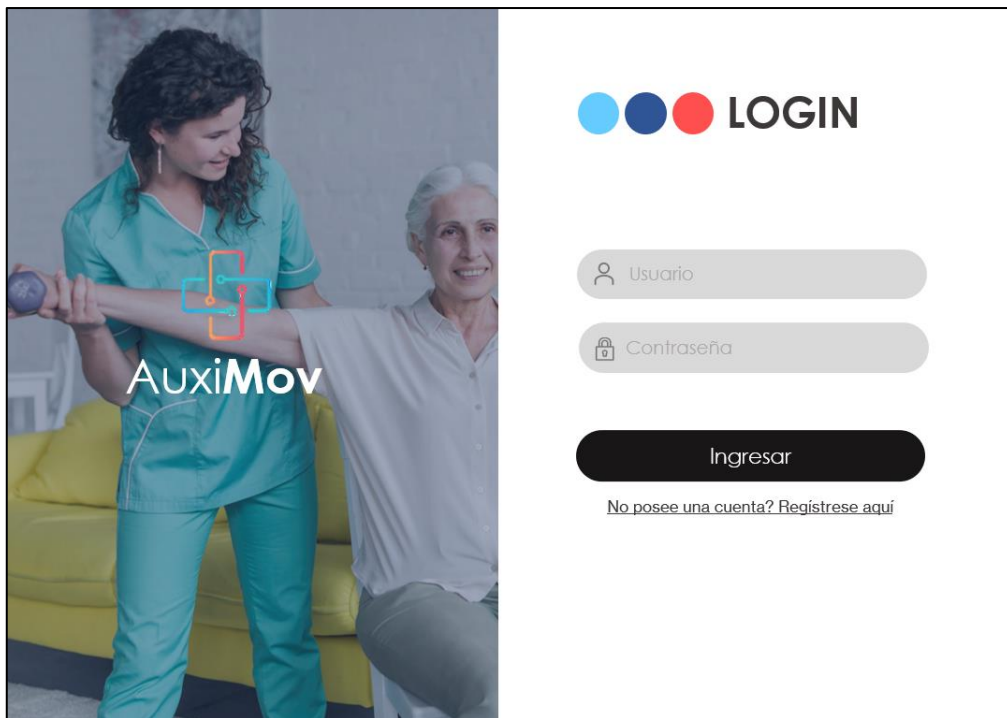


**Figura 3.10 Diagrama de flujo del sistema de control de motores (Fuente: Elaboración Propia)**

### 3.7 Interfaz gráfica de la aplicación de escritorio

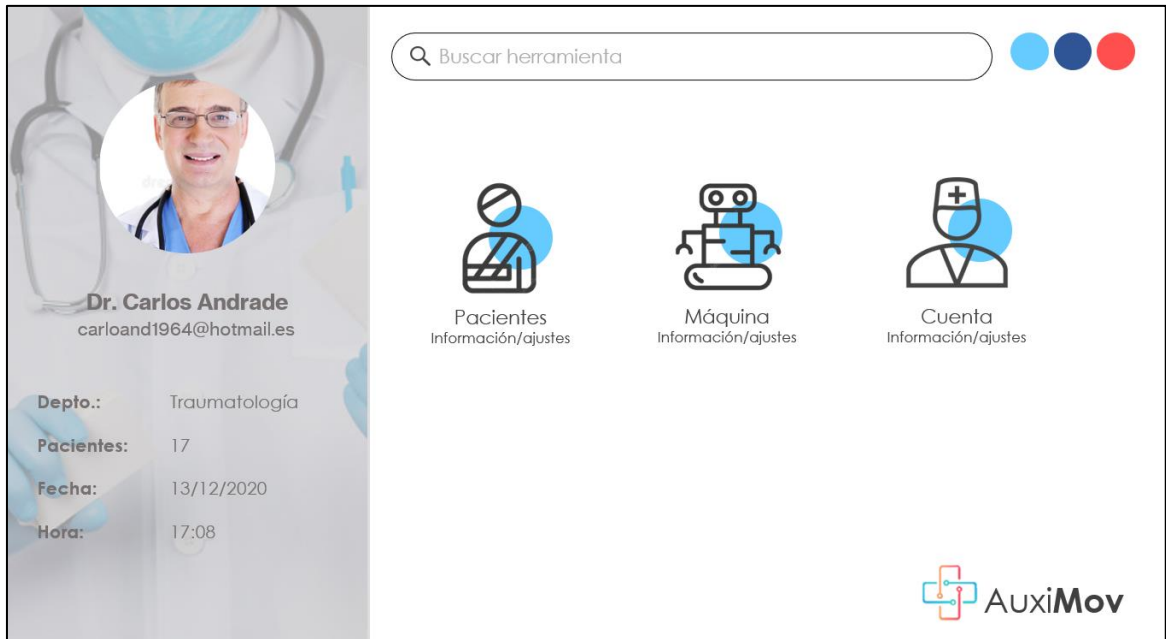
Para desarrollar la aplicación de escritorio se decidió trabajar con el lenguaje de programación Java, debido a que permite desarrollar un programa compatible con Windows, además de ser completamente gratuito. Dentro de esta aplicación, el terapeuta podrá consultar la información referente al equipo y a sus diferentes pacientes. A continuación, se detalla el diseño final de la interfaz gráfica.

Los datos manejados serán de acceso exclusivo para el profesional, por lo que deberá ingresar sus credenciales para visualizarlos. (Figura 3.11)



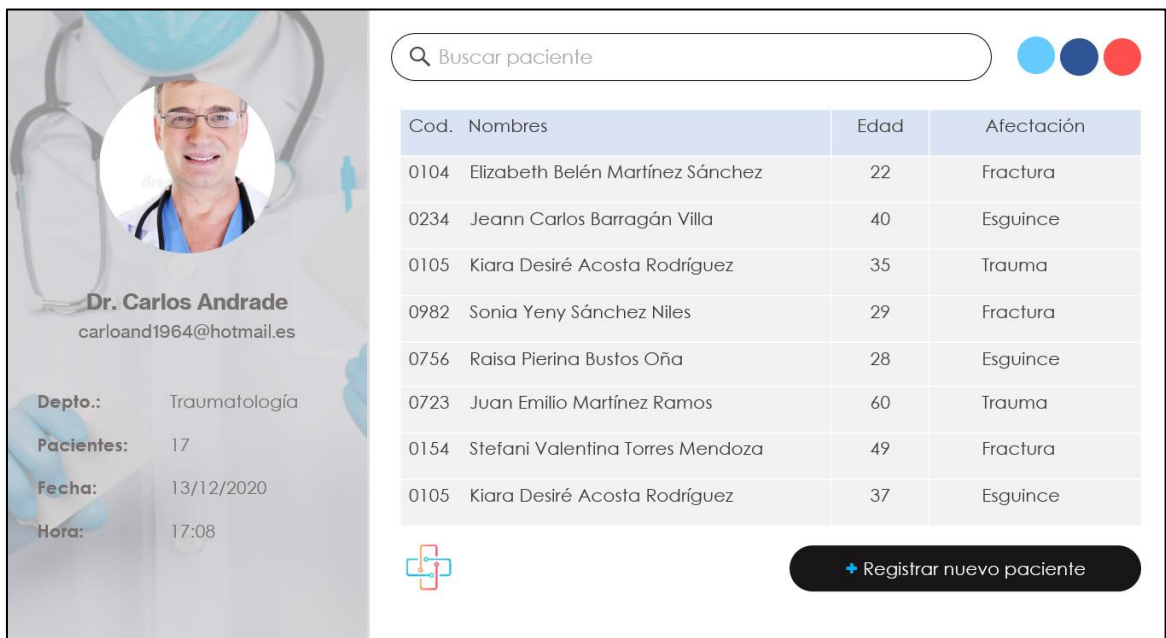
**Figura 3.11** Pantalla de inicio de la aplicación (Fuente: Elaboración Propia)

Dentro del menú principal encontrará varias opciones. Podrá verificar información o realizar ciertos ajustes a la máquina. También tiene la opción de modificar su información personal y, finalmente, gestionar los datos de los diferentes pacientes registrados. (Figura 3.12)



**Figura 3.12 Menú principal de la aplicación (Fuente: Elaboración Propia)**

Dentro del software podrá revisar el listado de pacientes registrados o añadir a nuevos pacientes cuando sea requerido. (Figura 3.13)



**Figura 3.13 Listado de pacientes registrados (Fuente: Elaboración Propia)**

El terapeuta podrá consultar y modificar la información personal y descripción médica de cada paciente (Figura 3.14). Además, al iniciar la terapia podrá

visualizar las señales mioeléctricas de cada articulación, el rango de movimientos previos y actuales, y podrá generar un documento PDF con esta información (Figura 3.15)

**Información personal:**

Paciente: Kiara Desiré Acosta Rodríguez  
 Código: 0105  
 Correo: kdacosta@gmail.com  
 Edad: 23 años  
 Peso: 60 kg  
 Altura: 1.55 m

**Descripción médica:**

Aquí va la información sobre el tipo de trauma que presenta el paciente, que tan grave es la situación

+ Iniciar terapia      + Ver historial de avance

AuxiMov

Figura 3.14 Información del paciente (Fuente: Elaboración Propia)

**Paciente:** Kiara Desiré Acosta Rodríguez  
**Edad:** 23 años  
**Peso:** 60 kg  
**Altura:** 1.55 m

**Signos vitales**

Presión arterial:   
 Pulso arterial:

**Rango de movimientos registrados:**

Articulación: Hombro	
Flexión	Anterior: 80° Actual: -°
Abducción	Anterior: 80° Actual: -°
Rotación externa	Anterior: 80° Actual: -°
Articulación: Codo	
Flexo-extensión	Anterior: 80° Actual: -°
Articulación: Mano	
Flexo-extensión	Anterior: 80° Actual: -°

**Flexión – Hombro:**

RMS

Time (s)

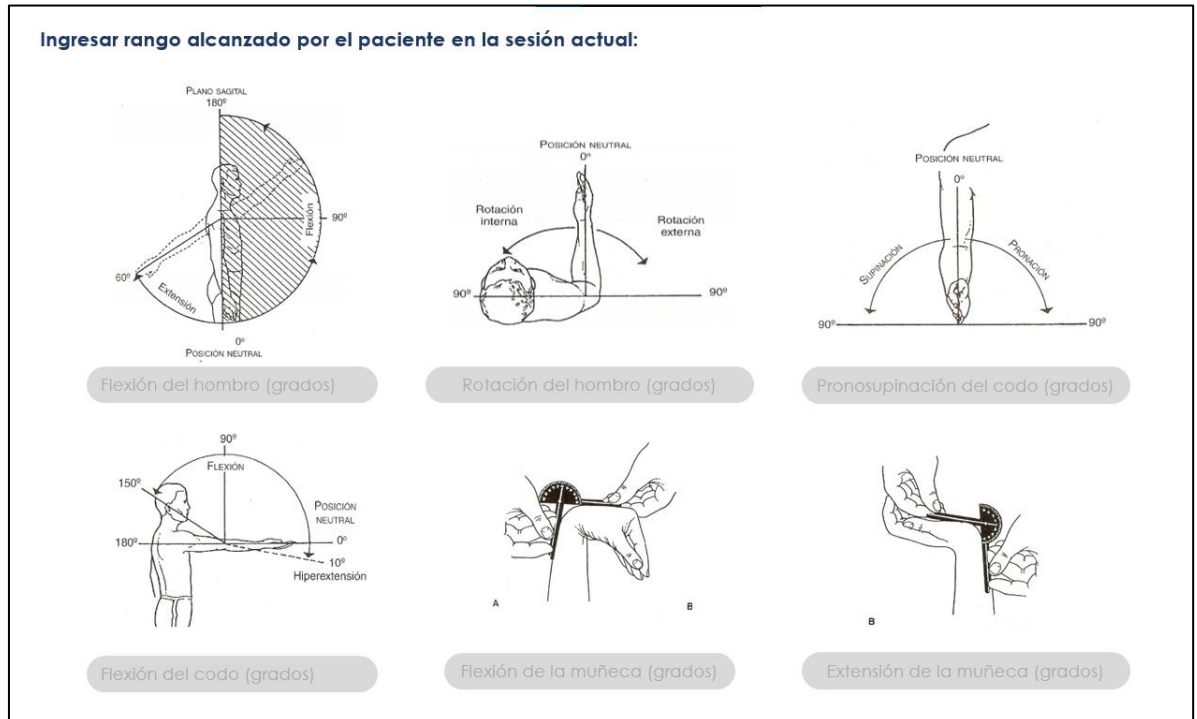
**Abducción – Hombro:**

RMS

+ Modificar rango actual      + Generar PDF: registro de señales mioeléctricas

Figura 3.15 Ajustes terapia / Electromiografía (Fuente: Elaboración Propia)

Cuando se inicie una nueva sesión de terapia se requiere ingresar la angulación del movimiento que el paciente puede realizar. (Figura 3.16)



**Figura 3.16 Registro de rango de movimientos en la aplicación (Fuente: Elaboración Propia)**

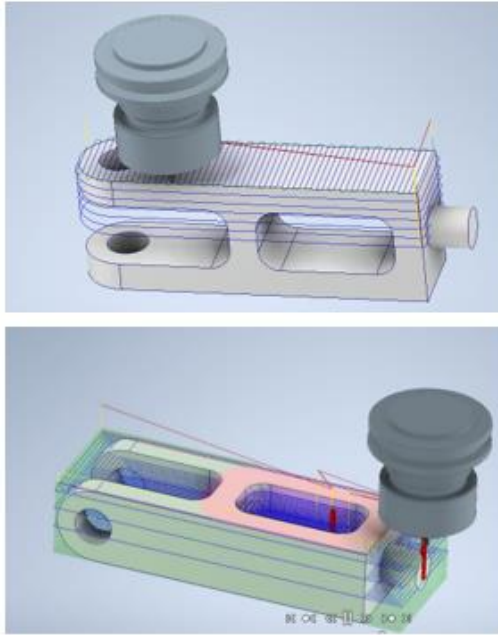
### 3.8 Análisis de costos

El presente análisis se llevó a cabo tomando en consideración una única implementación. Los costos de producción en mayores cantidades disminuirían considerablemente. Adicionalmente, se agregó un rubro referente al pago de honorarios de los ingenieros que trabajaron en el diseño del presente equipo. Los costos referentes a la compra de los diferentes componentes electrónicos y mecánicos se detallan en la tabla 3.2.

**Tabla 3.2 Presupuesto para componentes del equipo (Fuente: Elaboración Propia)**

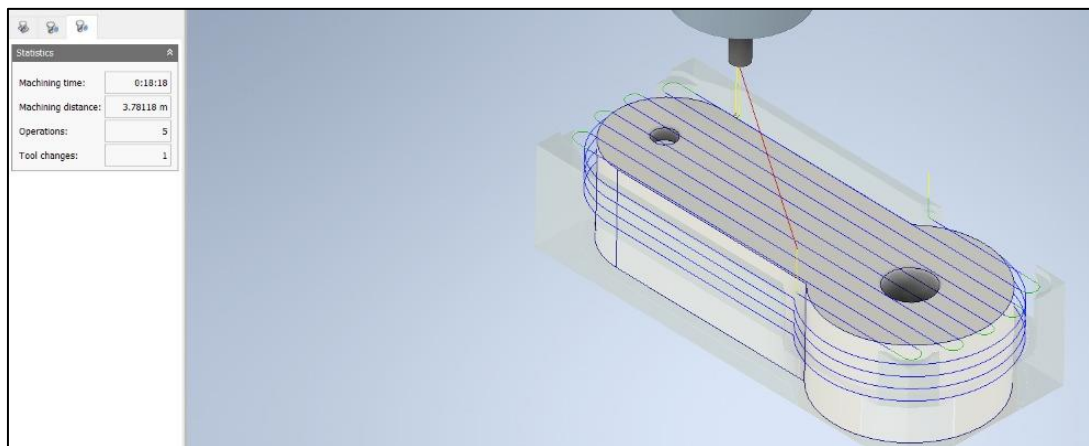
Componentes Electrónicos y Mecánicos			
Descripción del elemento	Cantidad	Costo Unitario	Costo total
Reductor XJ53-300	3	\$ 410,2	\$ 1230,6
Servomotor Panasonic MINAS LIQI MBDJT2207	2	\$ 227,7	\$ 455,4
Servomotor Yaskawa SGM7M A1A	2	\$ 200	\$ 400
Servomotor Panasonic M4IA3G2L	1	\$ 53	\$ 53
Servodrive MBDJT2207	3	\$ 164,02	\$ 492,06
Servodrive SGD7S 1R6A	2	\$ 185	\$ 370
Tornillo de rosca métrica hexagonal (ISO 4017)	10	\$ 0,23	\$ 2,3
Tuerca milimétrica hexagonal (ISO 4032)	10	\$ 0,27	\$ 2,7
Sensor Gravity - OYMotion	5	\$ 37,5	\$ 187,5
Placa MX3232	5	\$ 2,5	\$ 12,5
ESP32	2	\$ 12,99	\$ 25,98
Servidor en la nube	-	\$ 0,99	\$ 0,99
Cable calibre 8 (cantidad por metro)	1	\$ 1,1	\$ 1,1
Cable calibre 14 (cantidad por metro)	3	\$ 0,4	\$ 1,2
		Subtotal	\$ 3209,35

En la tabla 3.3 se detallan los costos de fabricación de las piezas diseñadas. Las piezas de la base se fabrican a partir de un perfil cuadrado de fácil obtención en el mercado. Sin embargo, el resto de las piezas requieren ser mecanizadas. El costo de alquiler de las máquinas necesitadas para el mecanizado es de aproximadamente \$30 por hora en el mercado local. Para conocer el costo total de fabricación se aproximó el tiempo de mecanización de cada pieza. Con ayuda del software CAM de Autodesk Inventor. (Figura 3.17)



**Figura 3.17 Piezas analizadas dentro del software CAM – Inventor (Fuente: Elaboración Propia)**

Luego de indicar el proceso de mecanización y establecer las diferentes configuraciones el software devuelve el tiempo total de mecanización estimado para cada pieza. (Figura 3.18)



**Figura 3.18 Pieza analizada dentro del software CAM – Inventor (Fuente: Elaboración Propia)**

**Tabla 3.3 Presupuesto para fabricación de piezas (Fuente: Elaboración Propia)**

Fabricación y costo de piezas					
Pieza	Método de Fabricación	Tiempo de mecanizado [h]	Costo fabricación	Costo Materia prima	Costo total
AM-01	Compra Perfil	-	-	-	\$ 68,5
AM-02	Compra Perfil	-	-	-	\$ 60,5
AM-03	Compra Perfil	-	-	-	\$ 60
AM-04	Mecanizado	10	\$ 300	\$ 70	\$ 370
AM-05	Mecanizado	1	\$ 30	\$ 20	\$ 50
AM-06	Mecanizado	6,3	\$ 189	\$ 72	\$ 261
AM-07	Mecanizado	12	\$ 360	\$ 4110	\$ 470
AM-08	Mecanizado	7	\$ 210	\$ 80	\$ 290
AM-09	Mecanizado	5,1	\$ 153	\$ 25	\$ 178
AM-10	Mecanizado	6	\$ 180	\$ 80	\$ 260
AM-11	Mecanizado	3	\$ 90	\$ 27	\$ 117
AM-12	Mecanizado	5,4	\$ 162	\$ 25	\$ 187
AM-13	Mecanizado	6,3	\$ 189	\$ 70	\$ 259
AM-14	Mecanizado	4,2	\$ 126	\$ 40	\$ 166
AM-15	Mecanizado	3,3	\$ 99	\$ 2	\$ 101
AM-16	Mecanizado	6,3	\$ 189	\$ 25	\$ 214
AM-17	Mecanizado	5,9	\$ 177	\$ 25	\$ 202
AM-18	Mecanizado	0,9	\$ 27	\$ 2	\$ 29
AM-19	Mecanizado	1,1	\$ 33	\$ 2	\$ 35
AM-20	Mecanizado	2,3	\$ 69	\$ 5	\$ 74
AM-21	Compra Perfil	-	-	-	\$ 4
AM-22	Compra Perfil	-	-	-	\$ 5
				Subtotal:	\$ 3461

En la tabla 3.4 se presentan otros gastos de la implementación del proyecto, entre lo cual tenemos los costos de importación y el rubro referente al pago de honorarios de cada estudiante por el proceso de diseño y fabricación.



**Tabla 3.4 Presupuestos gastos de importación y honorarios (Fuente: Elaboración Propia)**

Otros			
Descripción	Cantidad	Costo Unitario	Costo total
Importación (20%)	-	-	400
Honorarios	2	1500	3000
		Subtotal	3400

De esta forma, el costo total de fabricación de la máquina es de aproximadamente \$10,070.00

# CAPÍTULO 4

## 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 4.1 Conclusiones

- La estructura mecánica del exoesqueleto diseñado cumple con los 5GDL propuestos, por lo cual se logra efectuar el 71% de todos los movimientos que realiza la extremidad superior. Además, se aseguró que la máquina sea de uso seguro para el paciente, ya que, el desplazamiento angular del exoesqueleto será definido únicamente por el terapeuta, asegurando que nunca se ejecute un movimiento fuera del rango seguro para el paciente. Así mismo, la velocidad del movimiento es bastante baja, evitando movimientos bruscos. También, se logró demostrar que el equipo podrá soportar cargas de peso elevadas durante periodos de tiempo prolongado debido a su robustez, ya que, a través del análisis de estrés de la estructura se evidenció que no existirán deformaciones críticas en ninguna de las piezas, teniendo un factor de seguridad mayor a 15.
- El sistema de adquisición de señales mioeléctricas diseñado permitirá reducir la subjetividad presente en el diagnóstico médico, puesto que logra captar las señales emitidas por el músculo a tiempo real. Esta información es enviada instantáneamente a través de internet por medio del esquema de protocolos de comunicación planteado, consiguiendo así que la aplicación muestre, en tiempo real, el electromiograma de cada uno de los músculos requeridos. Esto aporta significativamente al diagnóstico médico debido a que permite al profesional tener un registro numérico diario del avance del paciente, junto con la valoración del terapeuta se logra así tener un diagnóstico más objetivo. Así mismo este sistema permite enviar las diferentes señales de activación hacia los servomotores. De esta forma, se consigue accionar los motores únicamente cuando el paciente desea efectuar un movimiento, obteniendo una mayor plasticidad cerebral, potenciando la recuperación y aumentando la motivación personal.
- Se logró implementar una interfaz de usuario intuitiva, la cual se encuentra especialmente diseñada para el terapeuta, siendo de fácil uso, permitiendo que

éste se adapte rápidamente. Con la utilización de este aplicativo el profesional logrará tener un mayor control de los datos de cada paciente, además de contar con un respaldo en la nube de toda la información previamente registrada. También, se mostrarán los datos acerca de la actividad muscular a tiempo real, presentado dentro del formato médico empleado para la lectura de señales electromiográficas, permitiendo que el terapeuta se familiarice mejor con el aplicativo.

- El resultado del presente trabajo demuestra la importancia de involucrar a los profesionales de la salud en los diferentes avances tecnológicos experimentados en la actualidad. Éste es un proyecto de carácter multidisciplinario, ya que integra áreas ingenieriles como la informática, electrónica, mecánica, control, y áreas de ciencias de la vida como la médica, específicamente el campo de la terapia física y rehabilitación, consiguiendo así mejorar la calidad de vida de los pacientes, cumpliendo con el tercer objetivo de desarrollo sostenible: Garantizar una vida sana y promover el bienestar para todos en todas las edades.

## **4.2 Recomendaciones**

- El exoesqueleto trabaja con las señales eléctricas generadas en las fibras musculares, motivo por el cual se recomienda emplear esta máquina en pacientes que presenten un daño en la actividad muscular menor al 83%, porcentajes de daño mayores dificultarían severamente la adquisición de la señal, siendo casi imperceptible para el sensor mioeléctrico.
- Se recomienda realizar un mantenimiento preventivo de los sensores mioeléctricos cada ocho meses junto con los rodamientos presentes en las diferentes uniones con servomotores, debido a que todos estos dispositivos poseen una vida útil de aproximadamente un año.
- El diseño de la estructura mecánica presentada permite trabajar únicamente con la extremidad superior derecha, puesto que esta es la más susceptible a sufrir algún accidente. Sin embargo, el mecanismo podría ser ajustable a ambas extremidades realizando pequeñas modificaciones en la estructura.

- El equipo podría llegar a generar un diagnóstico médico exacto acerca del estado muscular del paciente realizando un análisis cuantitativo de las señales mioeléctricas adquiridas por los sensores. Esto se podría llevar a cabo empleando algoritmos de inteligencia artificial los cuales permitirían interpretar las señales.

# BIBLIOGRAFÍA

- [1] W. B. Greene, *NETTER Ortopedia*. Barcelona: MASSON S.A., 2007.
- [2] F. S. Silberman and O. Varaona, *Ortopedia y Traumatología*, 2nd Editio. Madrid: Editorial Medica Panamericana, 2003.
- [3] F. H. Martini, M. J. Timmons, and R. B. Tallitsch, *Anatomía Humana*, Sexta Edic. Madrid: Pearson Educación S.A., 2009.
- [4] J. I. Ibarra Lúzar, E. Pérez Zorrilla, and C. Fernández García, "Electromiografía clínica," *Rehabilitacion*, vol. 39, no. 6, 2005, [Online]. Available: [http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74360-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74360-7).
- [5] C. M. Durán Acevedo and A. L. Jaimes Mogollón, "Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones," *Iteckne*, vol. 10, no. 1, 2013.
- [6] J. Villamizar and P. M. Sc, "Brazo robótico controlado por electromiografía," *Sci. Tech.*, vol. 17, no. 52, 2012.
- [7] I. M. Rull, "Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor." 2007, [Online]. Available: <http://books.google.com/books?id=bBZyst1al68C&pgis=1>.
- [8] C. A. Alva Coras, "Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano," 2012, [Online]. Available: [http://repositorio.urp.edu.pe/bitstream/handle/urp/416/Alva\\_ca.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://repositorio.urp.edu.pe/bitstream/handle/urp/416/Alva_ca.pdf?sequence=1&isAllowed=y).
- [9] "Rehabilitation: World Health Organization," *World Health Organization*, 2020. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation> (accessed Nov. 05, 2020).
- [10] "Rehabilitation: MedlinePlus," *MedlinePlus -Trusted Health Information for You*, 2020. <https://medlineplus.gov/rehabilitation.html> (accessed Nov. 05, 2020).
- [11] S. N. L. of M. U, "Rehabilitación," *MedlinePlus -Trusted Health Information for You*, 2019. <https://medlineplus.gov/spanish/rehabilitation.html>.
- [12] J. M. A. Poveda, J. L. P. Rovira, A. F. Neto, T. R. Botelho, Á. M. G. Agudo, and J. O. R. Romero, *Exoesqueletos Robóticos para Rehabilitación y Asistencia de Pacientes con Daño Neurológico*. 2017.
- [13] M. A. Chávez Cardona, F. Rodríguez Spitia, and A. Baridica López, "Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación," *Rev. Ing.*

- Biomédica*, vol. 4, no. 7, 2010.
- [14] H. Kazerooni, J. L. Racine, L. Huang, and R. Steger, "On the control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, vol. 2005, no. April, pp. 4353–4360, 2005, doi: 10.1109/ROBOT.2005.1570790.
- [15] R. Avila Chaurand, L. R. Prado Leon, and E. L. Gonzalez Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*, no. May 2015. 2015.
- [16] Y. E. Corporation, "Rotary Servomotor," 2018.
- [17] Panasonic, "Compact AC geared motor G-series." 2005.
- [18] Panasonic, "Ac Servo Drives Series." 2015.
- [19] Ondrives.us, "Inline Spur Gear Reducers," p. 625, 2021.
- [20] R. G. Budynas and J. K. Nisbett, *Shigley's Mechanical Engineering Design*, 9th Editio. McGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES, S.A., 2011.
- [21] B. G. Alhogbi, "Tornillería," *Catalogo*, no. 9, 2017.
- [22] Norelem, "Tuercas hexagonales DIN 934 / DIN EN ISO 4032 / DIN EN 24032, acero inoxidable," no. A 2, 2020, [Online]. Available: <https://www.norelem.es/es/Sistema-flexible-de-piezas-estándar/07000/Tuercas-tornillos-arandelas-de-apoyo-elementos-de-seguridad/Tuercas-hexagonales-DIN-934-DIN-EN-ISO-4032-DIN-EN-24032%2C-acero-inoxidable/p/agid.19888?text=&opened=&searchCase=&selectedfac>.
- [23] O. González R., "Diseño de máquinas. Unión por perno a tracción. Determinación de la precarga de apriete." Universidad Simón Bolívar, 2020, [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=YDdHEEAVeHY>.
- [24] M. M. S. At-, "Advancer Technologies, LLC: MyoWare Muscle Sensor," 2015, [Online]. Available: [www.AdvancerTechnologies.com](http://www.AdvancerTechnologies.com).
- [25] Dfrobot and OYMotion, "DFROBOT Gravity Muscle Sensor." [https://wiki.dfrobot.com/Analog\\_EMG\\_Sensor\\_by\\_OYMotion\\_SKU\\_SEN0240#target\\_0](https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240#target_0).
- [26] Arduino.cc, "ARDUINO UNO REV3," 2021. <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>.
- [27] E. Systems, "ESP32 - WROVER - IE Datasheet," 2021.
- [28] Y. Chihiro and R. W. Johannes, *Atlas fotográfico de anatomía del cuerpo humano*, Tercera Ed. México: Interamericana McGraw-Hill, 1989.

# APÉNDICES

# APÉNDICE A

## Dimensiones antropométricas

A continuación, se muestran las dimensiones antropométricas de mujeres entre el rango de edades de 18 a 65 años:

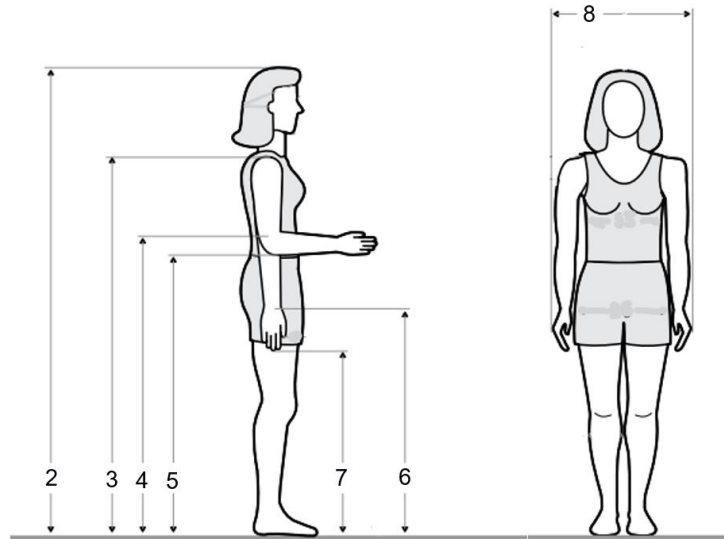


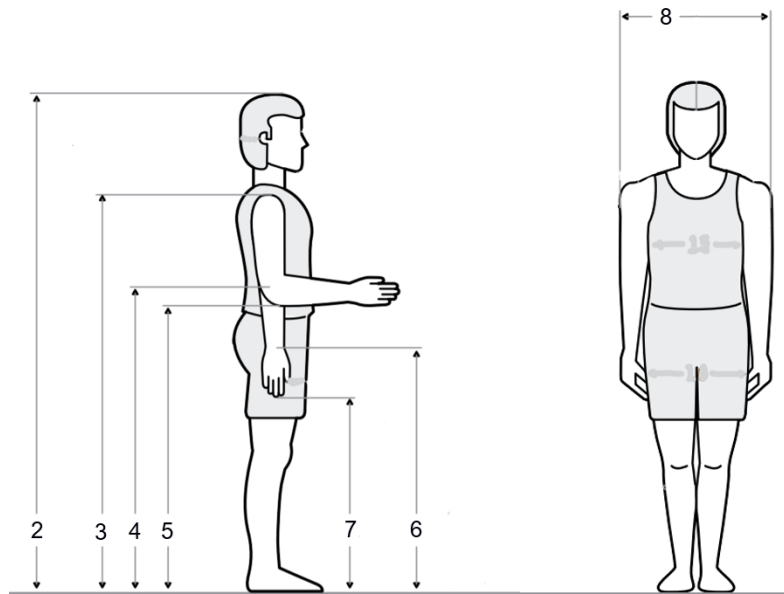
Figura A.1 Dimensiones antropométricas – mujeres (18 – 65 años) [15]

Tabla A.1 antropométricas – mujeres (18 – 65 años) [15]

Sexo femenino/ 16 - 65 años (n=396)						
Dimensiones		Percentiles				
		$\bar{x}$	D.E	5	50	95
1	Peso (Kg)	64.0	12.45	48.0	60.5	88.0
2	Estatura	1567	52.92	1471	1570	1658
3	Altura hombro	1291	49.17	1209	1290	1380
4	Altura codo	1004	38.89	941	1004	1080
5	Altura codo flexionado	969	39.52	906	969	1044
6	Altura muñeca	778	33.77	727	776	840
7	Altura dedo medio	612	31.55	565	611	663
8	Anchura máx. cuerpo	484	44.98	434	479	578
9	Altura hombro sentado	551	22.95	511	552	591



A continuación, se muestran las medidas antropométricas de hombres de edades entre 18 y 65 años.



**Figura A.2 Dimensiones antropométricas – hombres (18 – 65 años) [15]**

**Tabla A.2 Dimensiones antropométricas – hombres (18 – 65 años) [15]**

Sexo masculino/ 16 - 65 años (n=396)						
Dimensiones		Percentiles				
		$\bar{x}$	D.E	5	50	95
1	Peso (Kg)	73	12.33	55.31	72.10	97.30
2	Estatura	1675	62.80	1576	1668	1780
3	Altura hombro	1380	58.49	1281	1377	1477
4	Altura codo	1068	55.02	988	1065	1145
5	Altura codo flexionado	969	40.81	906	969	1046
6	Altura muñeca	825	39.49	757	822	919
7	Altura dedo medio	639	35.31	584	638	697
8	Anchura máx. cuerpo	523	41.34	455	520	596
9	Altura hombro sentado	581	27.63	535	582	638

## APÉNDICE B

### Cálculo de torques

En primer lugar, se procedió a encontrar la fuerza experimentada, aplicando la ecuación B.1.

$$F = m a \quad (\text{B.1})$$

Para cada articulación se consideró la masa total experimentada, incluyendo la masa del paciente y el peso de la estructura. El peso relativo del brazo y antebrazo se obtuvo con los datos de la Tabla B.1. El peso de la estructura se halló empleando el software Inventor, el cual nos brindó un peso aproximado de toda la estructura. En cuanto al peso del motor, se estimó un valor aproximado en función a otros motores empleados en aplicaciones similares.

**Tabla B.1 Parámetros inerciales [27]**

Segmento	Peso relativo	Centro de gravedad	Pt. Proximal	Pt. Distal
Brazo	0.026	51.30%	Acromion	Radiale
Antebrazo	0.016	38.96%	Radiale	Art. muñeca
Mano	0.007	82%	Art. muñeca	Estiloides 3 <sup>er</sup> dedo

Posteriormente, se procedió a hallar el centro de gravedad del conjunto formado por la extremidad del paciente. Para hallar la posición del nuevo centro de masa formado por la unión de varios cuerpos se empleó la ecuación B.2.

$$X_{CM} = \frac{m_1x_1 + m_2x_2 + \dots + m_nx_n}{m_1 + m_2 + \dots + m_n} \quad (\text{B.2})$$

En donde,  $x_1, x_2, \dots, x_n$  representan el centro de gravedad (CG) de cada objeto de masa  $m_i$ .

Para conocer el CG del brazo y antebrazo se empleó la Tabla B.1, una vez conocida la fuerza total experimentada por cada articulación, la distancia a la cual será aplicada y el centro de masa, se procedió a encontrar el torque empleando la ecuación B.3.

$$\tau = F * d \quad (B.3)$$

## Código de Matlab para el cálculo de torques

```

%medidas antropometricas
masa_cuerpo=60 %kg
long_mano=0.222 %m
long_antebrazo=0.343 %m
long_brazo=0.413 %m
%Pesos relativos
pr_brazo = 0.026
pr_antebrazo = 0.016
pr_mano = 0.007
%masas del miembro superior
masa_brazo= masa_cuerpo *
pr_brazo
masa_antebrazo= masa_cuerpo *
pr_antebrazo
masa_mano= masa_cuerpo *
pr_mano
%Masa de la estructura
masa_estructura_brazo= 3.358
masa_estructura_antebrazo=1.427
masa_estructura_mano= 0.468
%Masa de los motores
masa_motor_muneca=0.73
masa_motor_codo= 0.29
%aceleracion
a=9.8;
%Fuerzas
f_muneca=(masa_mano+masa_estructura_mano)*a
f_codo=(masa_mano+masa_estructura_mano+masa_antebrazo+masa_estructura_antebrazo+masa_motor_muneca)*a
f_hombro=(masa_mano+masa_estructura_mano+masa_antebrazo+masa_estructura_antebrazo+masa_brazo+masa_estructura_brazo+masa_motor_muneca+2*masa_motor_codo)*a
%Centros de masa
cm_mano=0.18
cm_brazo=0.3896
cm_antebrazo=0.513
%distancias del centro de masa
d_cm_mano=cm_mano*long_mano
d_cm_antebrazo=cm_antebrazo*long_antebrazo
d_cm_brazo=cm_brazo*long_brazo
%centros de masa relativos
cm_mano_antebrazo=((d_cm_mano+long_antebrazo)*masa_mano)+(d_cm_antebrazo*masa_antebrazo)/(masa_mano+masa_antebrazo)
cm_mano_ant_brazo=((d_cm_mano+long_antebrazo+long_brazo)*masa_mano)+((d_cm_antebrazo+long_brazo)*masa_antebrazo)+(d_cm_brazo*masa_brazo)/(masa_mano+masa_antebrazo+masa_brazo)
%Torques
t_muneca=f_muneca*d_cm_mano
t_codo=f_codo*cm_mano_antebrazo
t_hombro=f_hombro*cm_mano_ant_brazo

```

## APÉNDICE C

### Selección de motores

#### Selección de motor: articulación del hombro

Para la articulación del hombro se estableció implementar el movimiento de rotación interna-externa del hombro (Figura 2.5) y el movimiento de flexión (Figura 2.3). El torque mayor se obtiene al realizar la flexión del hombro, siendo 46 Nm, considerado para la selección del motor. Además, en cuanto a la velocidad, se requiere trabajar con velocidades bajas para evitar movimientos bruscos.

De esta forma, como especificaciones para seleccionar el motor se tiene:

- Torque de 46Nm, aproximadamente 4.77 kg\*m
- Desplazamiento angular de 60° por segundo, es decir, velocidad de 10 rpm.

Debido a las bajas velocidades de trabajo y el elevado torque requerido, se seleccionará un servomotor junto con un reductor.

La relación de reducción se obtiene a través de la ecuación C.1. Los servomotores trabajan aproximadamente a 300rpm y se desea reducir a 20rpm, es decir, se obtiene una relación requerida de 300:1

$$Ratio = \frac{RPM \text{ actuales}}{RPM \text{ deseados}} = \frac{3000}{10} = 300 \quad (C.1)$$

Para conocer la potencia requerida se aplica la ecuación C.2, siendo aproximadamente 50W.

$$P = \frac{T * \omega}{716} \quad (C.2)$$

$$P = \frac{(4.77 \text{ kgm}) * (10 \text{ RPM})}{716} = 0.066 \text{ HP} = 49.2 \text{ W}$$

Se requiere seleccionar un motor de 50W y 3000 rpm junto con un reductor 300:1.

El motor seleccionado es de la marca Panasonic MINAS LIQI de 50W, especialmente diseñado para aplicaciones dinámicas, trabaja con voltaje monofásico de 220V AC. Incluye un encoder y un servo-driver para controlar el funcionamiento del servomotor.



**Figura C.1 Servomotor Panasonic MINAS LIQI series [18]**

En la tabla C.1 se encuentran las características del servomotor y servodrive seleccionado.

**Tabla C.1 Características - Panasonic MINAS LIQI series [18]**

<b>Driver</b>	
<b>Tipo</b>	MBDJT2207
<b>Dimensiones</b>	(55.5 x 150 x 150) mm
<b>Servomotor</b>	
<b>Tipo</b>	MSMD5AZJ1
<b>Potencia</b>	50 W
<b>Torque nominal</b>	0.16 Nm
<b>Velocidad nominal</b>	3000 rpm
<b>Peso</b>	0,32 Kg
<b>Encoder</b>	
<b>Tipo</b>	Incremental
<b>Resolución</b>	10000
<b>Grado de protección</b>	IP65

El reductor seleccionado es una caja de engranajes planetarios con relación de reducción 300:1 de la marca Ondrives.us.



**Figura C.2 reductor XJ53-300 [28]**

En la tabla C.2 se detallan las características del reductor seleccionado.

**Tabla C.2 Características - reductor XJ53-300 [28]**

<b>Modelo</b>	<b>XJ53-300</b>
<b>Relación</b>	300:1
<b>Diámetro del eje de salida</b>	6mm
<b>Material</b>	Aluminio
<b>Peso</b>	0.17 kg
<b>Velocidad de entrada máxima</b>	4000rpm

### **Selección de motor: articulación del codo**

Para la articulación del codo se estableció implementar el movimiento de flexión (Figura 2.6) y el movimiento de pronosupinación (Figura 2.7). El torque mayor se obtiene al realizar la flexión del codo, siendo 11 Nm, considerado para la selección del motor.

Al igual que la articulación del hombro, se requiere trabajar con velocidades bajas para evitar movimientos bruscos.

De esta forma, como especificaciones para seleccionar el motor se tiene:

- Torque de 11Nm, aproximadamente 1.12 kg\*m
- Desplazamiento angular de 60° por segundo, es decir, velocidad de 10 rpm.

En comparación a la selección de actuadores realizada en el apartado previo, se debe hallar nuevamente la potencia requerida para esta articulación; sin embargo, la relación del reductor será exactamente igual. Por este motivo, el reductor seleccionado es el mismo definido para la articulación previa. Modelo XJ53-300 con relación 300:1 de la marca Ondrives.us (Figura C.1, Tabla C.2)

Para conocer la potencia requerida se aplica la ecuación C.3, siendo aproximadamente 11W.

$$P = \frac{T * w}{716} = \frac{(1.12 \text{ kgm}) * (10 \text{ RPM})}{716} = 0.015 \text{ HP} = 11 \text{ W}$$

El servomotor seleccionado es de la marca Yaskawa de 11W. Trabaja con voltaje monofásico de 220V AC e incluye un encoder dentro de su estructura junto a un servodrive denominado 'servopack' para realizar el control de movimiento.



**Figura C.3 Servomotor – Yaskawa SGM7M [16]**

En la tabla 2.9 se encuentran las características del servomotor seleccionado.

**Tabla C.3 Características - Servomotor Yaskawa SGM7M [16]**

<b>Driver</b>	
<b>Modelo</b>	SGD7S 1R6A
<b>Dimensiones</b>	(55.5 x 150 x 150) mm
<b>Servomotor</b>	
<b>Modelo</b>	SGM7M A1A
<b>Potencia</b>	11W
<b>Torque nominal</b>	0,035 Nm
<b>Velocidad nominal</b>	3000 rpm
<b>Peso</b>	0,120 Kg
<b>Encoder</b>	
<b>Tipo</b>	Incremental
<b>Resolución</b>	10000
<b>Grado de protección</b>	IP65

### Selección de motor: articulación de la muñeca.

Para la articulación de la muñeca se estableció implementar únicamente el movimiento de flexión y extensión (Figura 2.8). El torque hallado para este accionamiento es de 0.4030 Nm.

De esta forma, como especificaciones para seleccionar el motor se tiene:

- Torque de 0.4030Nm, aproximadamente 0,041kg\*m
- Desplazamiento angular de 60° por segundo, es decir, velocidad de 10 rpm.

El reductor seleccionado es el mismo que se estableció para las articulaciones previas. Modelo XJ53-300 con relación 300:1 de la marca Ondrives.us (Figura C.3, Tabla C.3). Mientras que la potencia requerida se obtuvo empleando la ecuación 2.5. Siendo aproximadamente 0.5W.

$$P = \frac{T * w}{716} = \frac{(0.041 \text{ kgm}) * (10 \text{ RPM})}{716} = 0.00057 \text{ HP} = 0.425 \text{ W}$$

El servomotor seleccionado es de la marca Panasonic G-series de 1W, siendo el modelo que se encontró dentro del mercado. Trabaja con voltaje monofásico de 220V AC e incluye un encoder dentro de su estructura.

En la tabla C.4 se encuentran las características del servomotor seleccionado.



Figura C.4 Servomotor – Panasonic M4IA3G2L [17]



**Tabla C.4 Características - Servomotor Panasonic M4IA3G2L [17]**

<b>Servomotor</b>	
<b>Modelo</b>	M4IA3G2L
<b>Potencia</b>	1W
<b>Torque nominal</b>	0,111 Nm
<b>Velocidad nominal</b>	2625 rpm
<b>Peso</b>	0,56 Kg
<b>Encoder</b>	
<b>Tipo</b>	Incremental
<b>Grado de protección</b>	IP65

## APÉNDICE D

### Cálculos de juntas empernadas

#### Selección de la fuerza de apriete del perno

A continuación, se detalla el cálculo realizado para comprobar la selección de pernos empleados en las juntas empernada. Para esto, tal como se mencionó en el subtema 2.11 del capítulo 2, se trabaja con la unión más crítica de la estructura (Figura 2.11).

Se requiere garantizar que los elementos de la unión no se separen. Una vez que se realiza el apriete del perno, previo a aplicar la carga  $P$ , ocurre una deformación inicial debido a la fuerza de tracción sobre el tonillo, lo cual genera una fuerza de apriete  $F_i$  en el interior de este. Además, las placas experimentan una fuerza de compresión (Ilustración 1, b).

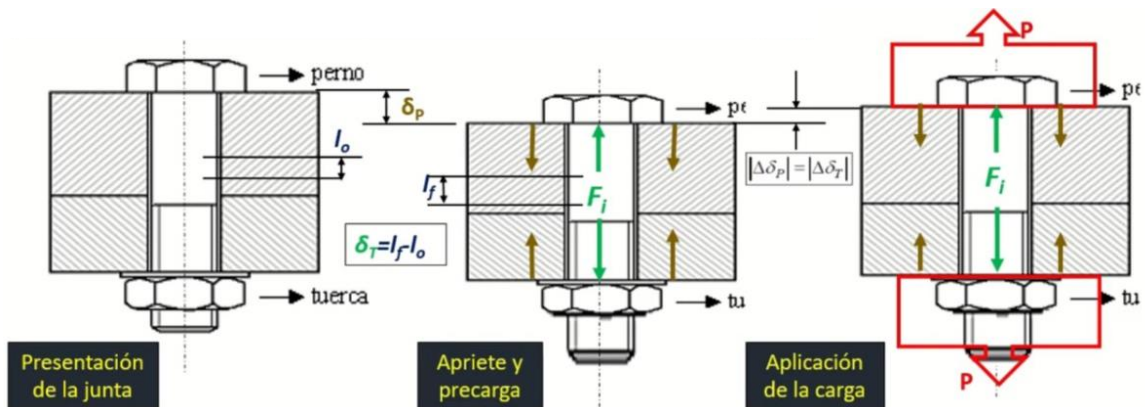


Figura D.1 a. Presentación de la junta. b.- Apriete y carga. C.- Aplicación de la carga

[22]

Es necesario verificar que, al momento de aplicar la carga  $P$ , las placas que conforman la junta no se separen, es decir, la deformación ocasionada por la carga  $P$  no debe ser mayor a la deformación provocada por la precarga  $F_i$  (Figura D.1, c).

$$\Delta\delta_p \leq \Delta\delta_T \quad (D.1)$$

En donde:

$\Delta\delta_p$ : variación en la deformación inicial en el tornillo previo a aplicar la carga  $P$ .

$\Delta\delta_T$ : variación en la deformación final en el tornillo luego de aplicar la carga  $P$ .

A partir de esta condición se deduce la ecuación D.2. La cual nos permite hallar la fuerza de apriete mínima necesaria en el tornillo, la cual ocurre cuando  $\Delta\delta_p = \Delta\delta_T$

$$F_{i \min} = \frac{K_p}{K_p + K_T} P \quad (D.2)$$

En donde:

$K_p$ : Constante elástica de los elementos de la unión

$K_T$ : Constante elástica del tornillo

La constante elástica del tornillo se halla a partir de las propiedades del material y dimensiones del tornillo (ecuación D.3):

$$K_T = \frac{A_t E}{l} = \frac{\pi d^2 E}{l} \quad (D.3)$$

En donde,  $E$  es el módulo de Young,  $A_t$  es el área transversal del tornillo y  $l$  la longitud del este.

El diámetro nominal del tornillo es 10mm, la longitud es de 40mm y el módulo de Young del acero al medio carbono es  $19.5 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$ , al reemplazar esta información se halló:

$$K_T = \frac{\pi (0.020 \text{ m})^2 \left( 19.5 * \frac{10^{10} \text{ N}}{\text{m}^2} \right)}{0.040 \text{ m}} = 6.126 * 10^9 \text{ N/m}$$

Para hallar la constante de rigidez elástica de los elementos de la unión se utilizan modelos sencillos que poseen rigidez elástica cercana a la que existe en las zonas de compresión de los elementos que conforman la unión empernada.

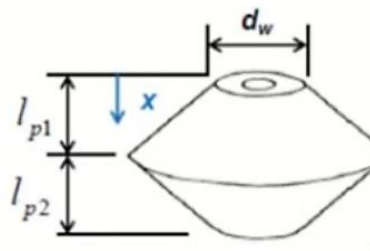


Figura D.2 Modelo de MISCHKE – cono truncado de 45° [22]

Para el presente cálculo se propone trabajar con la rigidez elástica de un cono hueco truncado de 45° tal como se muestra en la figura D.2, formado por el material de las placas que conforman la unión empernada, siendo ambas de aluminio con un módulo Young de  $6.5 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$  y espesor de 3 mm; mientras que, el diámetro de la cabeza del tornillo es de 33.53mm. Estos datos se reemplazan en la ecuación D.4 para obtener el valor de la constante.

$$K_p = \frac{\pi * E_p * d}{2 * \log \left[ 5 \left( \frac{l_{p1} + l_{p2} + 0.5d}{l_{p1} + l_{p2} + 2.5d} \right) \right]} \quad (D.4)$$

$$K_p = \frac{\pi * (6.5 * 10^{10} \text{ N/m}^2) * (0.03353)}{2 * \log \left[ 5 \left( \frac{0.006 + 0.5(0.03353)}{0.006 + 2.5(0.03353)} \right) \right]} = 3.32 * 10^{10} \text{ N/m}$$

Una vez obtenidas las constantes requeridas procedemos a hallar la fuerza de apriete mínima empleando la ecuación 5.2.

$$F_{i \min} = \frac{3.32 * 10^{10} \frac{N}{m}}{3.32 * 10^{10} \frac{N}{m} + 6.126 * 10^9 \text{ N/m}} * (62.5 \text{ N}) = 52.5 \text{ N}$$

$$|F_{i \min} = 26.25 \text{ N}$$

A continuación, se realiza el cálculo de la fuerza máxima que experimentará el perno; el cual está siendo sometido a una carga estática la cual se halla mediante la ecuación 5.5:

$$F_{i \max-s} = S_y A_t - \frac{K_T P}{K_T + K_P} \quad (D.5)$$

En donde,  $S_y$  es el límite a la fluencia del material de fabricación del perno. En el presente caso se trata del acero al medio carbono con el código 2021, tal como muestra en la tabla 5.1, posee un límite a la fluencia de 152 MPa. De esta forma, la fuerza máxima sería:

$$F_{i\ max-s} = (152\ MPa)(\pi * (10mm)^2) - \frac{6.126*10^9\frac{N}{m}}{3.32*10^{10}\frac{N}{m}+6.126*10^9\frac{N}{m}} * (62.5\ N) =$$

$$F_{i\ max-s} = 47752N - 9.735N = 47742\ N$$

Una vez hallado el apriete mínimo y máximo procedemos a seleccionar una fuerza apropiada en función a la ecuación 2.7 descrita nuevamente a continuación:

$$F_{i\ min} \leq 0.6F_p \leq F_{i\ sel} \leq 0.9F_p \leq F_{i\ max}$$

Normalmente se recomienda seleccionar y aplicar una precarga elevada en función a la ecuación descrita previamente. En donde,  $F_p$  es la fuerza de prueba la cual se encuentra en función de la resistencia de prueba (ecuación 5.6).

$$F_p = A_t * S_p = A_t * 0.85 * S_y \tag{D.6}$$

$$F_p = \pi * (10mm)^2 * 0.85 * 152 * MPa = 40589\ N$$

De esta forma seleccionamos una fuerza de apriete de aproximadamente 37 KN.

### Factor de seguridad de carga

A continuación, se procedió a realizar el cálculo del factor de seguridad referente al soporte de la carga experimentada por el perno. Para esto se aplicó la ecuación 5.7:

$$N_c = \frac{S_p A_t - F_{i\ sel}}{CP} \tag{D.7}$$

En donde:

$$C = \frac{K_p}{K_p + K_T}$$

De esta forma, reemplazando con los respectivos valores, se halla el factor de seguridad de carga:

$$N_c = \frac{0.85 * (152 \text{ MPa}) * \pi * (10\text{mm})^2 - 37000 \text{ N}}{0.84 * (31.32\text{N})} = 57.43$$

### **Factor de seguridad de separación**

A continuación, se procedió a realizar el cálculo del factor de seguridad referente a la separación de las placas de la unión emperrada. Para esto se aplicó la ecuación 5.8

$$N_c = \frac{F_{i\text{ sel}}}{(1-C)*P} \quad (\text{D.8})$$

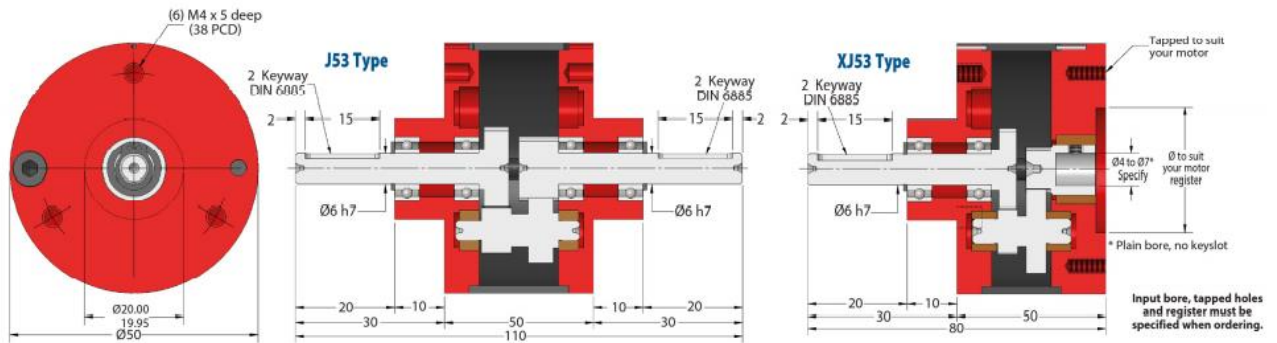
Reemplazando con los respectivos valores, se halla el factor de seguridad de separación:

$$N_c = \frac{37000}{(1 - 0.84) * P} = 592$$

# APÉNDICE E

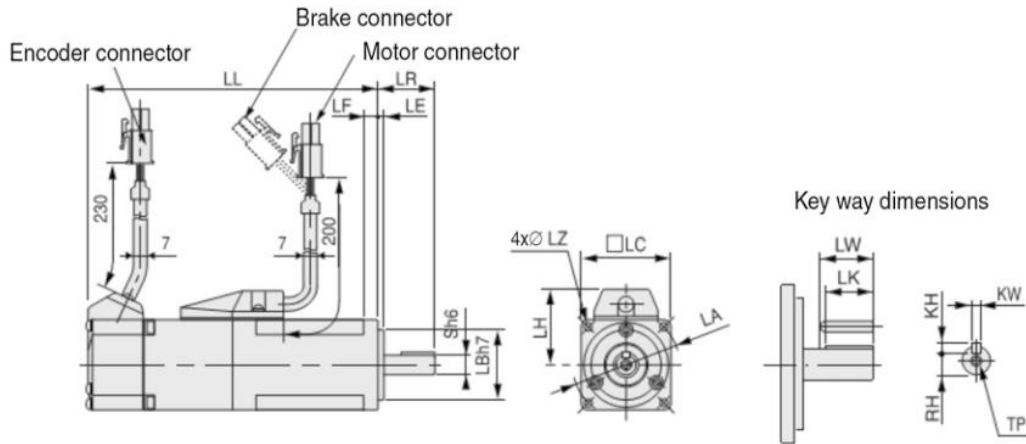
## Información técnica de elementos seleccionados

### Reductor



Part Number		Ratio	Efficiency at 1000 Rpm	Nm Output at 1000 Rpm	Standard Direction
J53-140	XJ53-140	140:1	85%	0.56	Same
J53-160	XJ53-160	160:1	85%	0.57	Same
J53-200	XJ53-200	200:1	85%	0.58	Same
J53-300	XJ53-300	300:1	85%	0.63	Same
J53-400	XJ53-400	400:1	85%	0.65	Same
J53-500	XJ53-500	500:1	85%	0.67	Same
J53-625	XJ53-625	625:1	85%	0.69	Same
J53-SP	XJ53-SP	1:1 - 625:1	Special Ratios : Replace SP with required ratio		

## Servomotor del hombro

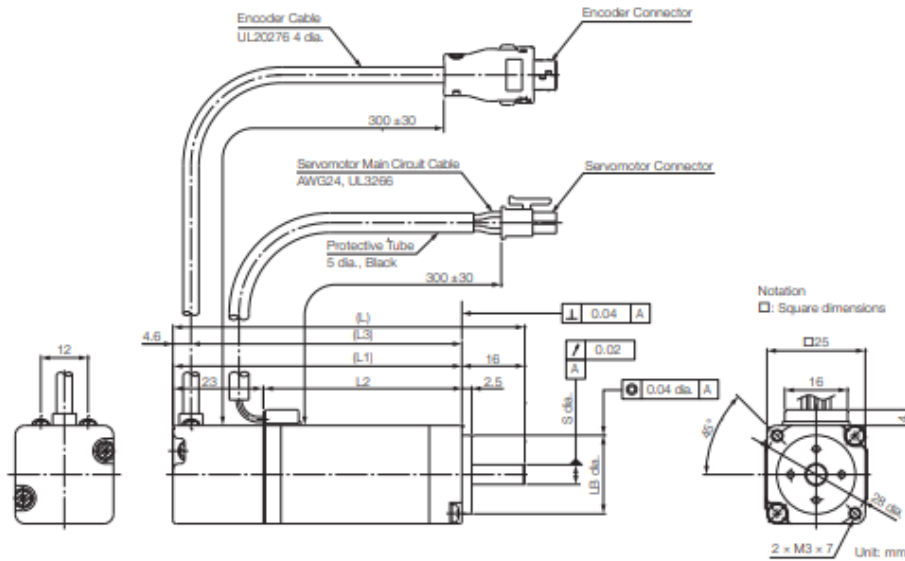


MINAS LIQI motors (low inertia)														
Motor	Type	MSMD5AZJ1□	MSMD012J1□	MSMD022J1□	MSMD042J1□	MSMD082J1□	MSMD102J1□							
Encoder		2500ppr, incremental, resolution: 10000												
Motor with/without holding brake		With-out	With	With-out	With	With-out	With	With-out	With	With-out	With	With-out	With	
LL	mm	72	102	92	122	79.5	116	99	135.5	112	149.2	127.2	164.2	
LR	mm	25				30				35				
S	mm	∅ 8 h6				∅ 11 h6		∅ 14 h6		∅ 19 h6				
LA	mm	∅ 45 ± 0.2				∅ 70 ± 0.2				∅ 90 ± 0.2				
LB	mm	∅ 30 h7				∅ 50 h7				∅ 70 h7				
LC	mm	38				60				80				
LE	mm	3												
LF	mm	6				6.5				8				
LZ	mm	4 x ∅ 3.4				4 x ∅ 4.5				4 x ∅ 6				
Key way	LW	mm	14				20		25		25			
	LK	mm	12.5				18		22.5		22			
	KW	mm	3 h9				4 h9		5 h9		6 h9			
	KH	mm	3				4		5		6			
	RH	mm	6.2				8.5		11		15.5			
TP	mm	M3 depth 6				M4 depth 8		M5 depth 8		M5 depth 10				
Weight	kg	0.32	0.53	0.47	0.68	0.82	1.30	1.2	1.7	2.3	3.1	2.8	3.6	



## Servomotor del codo

### SGM7M-A1, -A2 and -A3

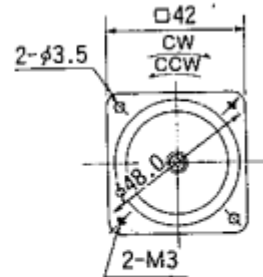
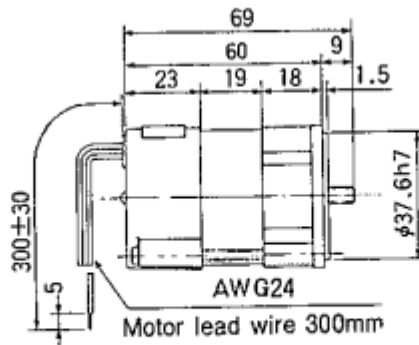


Voltage		200 VAC			
Model SGM7M-		A1A	A2A	A3A	
Rated Output <sup>*1</sup>	W	11	22	33	
Rated Torque <sup>*1, *2</sup>	N·m	0.0350	0.0700	0.105	
Instantaneous Maximum Torque <sup>*1</sup>	N·m	0.105	0.210	0.315	
Rated Current <sup>*1</sup>	Arms	0.83	0.82	0.90	
Instantaneous Maximum Current <sup>*1</sup>	Arms	2.6	2.5	2.8	
Rated Motor Speed <sup>*1</sup>	min <sup>-1</sup>	3000			
Maximum Motor Speed <sup>*1</sup>	min <sup>-1</sup>	7000			
Torque Constant	N·m/Arms	0.0458	0.0928	0.126	
Motor Moment of Inertia	×10 <sup>-7</sup> kg·m <sup>2</sup>	2.54 (3.99)	4.49 (5.96)	6.81 (8.31)	
Rated Power Rate <sup>*1</sup>	kW/s	4.82	10.9	16.2	
Rated Angular Acceleration Rate <sup>*1</sup>	rad/s <sup>2</sup>	138000	156000	154000	
Motor Constant	N·m/√W	0.0149	0.0245	0.0309	
Heat Sink Size (Aluminum) <sup>*3</sup>	mm	150 × 150 × 3		250 × 250 × 6	
Protective Structure <sup>*4</sup>	Totally enclosed, self-cooled, IP55 (except for shaft opening)				
Holding Brake Specifications <sup>*5</sup>	Rated Voltage	V	DC24 V ±10%		
	Capacity	W	2.1	2.8	3.2
	Holding Torque	N·m	0.044	0.077	0.116
	Coil Resistance	Ω (at 20°C)	274.3	205.7	180
	Rated Current	A (at 20°C)	0.087	0.133	0.117
	Time Required to Release Brake	ms	60	60	60
Time Required to Brake	ms	100	100	100	
Allowable Load Moment of Inertia (Motor Moment of Inertia Ratio) <sup>*6</sup>	30 times				
	With External Regenerative Resistor	30 times			
Allowable Shaft Loads <sup>*7</sup>	LF	mm	16		
	Allowable Radial Load	N	34	44	
	Allowable Thrust Load	N	14.5		

## Servomotor de la muñeca

**42**  
mmSQ,  
**3W/1W**

Weight 0.3kg  
helical gear  
module 0.4  
number of teeth 10

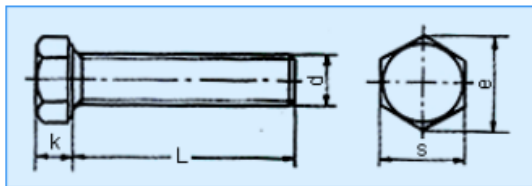


Size mmsq.	Type	poles	Output (W)	Voltage (V)	Frequency (Hz)	Duty	Rated load				Starting Current (A)	Starting Torque (kg·cm)
							Input (W)	Current (A)	Speed (rpm)	Torque (kg·cm)		
42	M4IA3G2L	4	3	100	50	CONT.	9	0.09	2625	0.111	0.14	0.10
					60		9	0.09	3250	0.090		

## Perno

**TORNILLO HEXAGONAL ROSCA COMPLETA**

**DIN 933**



GRADO DE RESISTENCIA
8.8
10.9
12.9

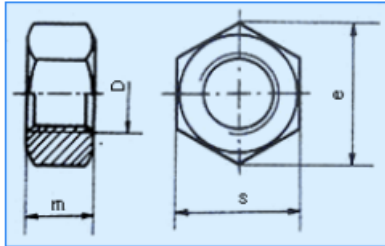
Rosca		M4	M5	M6	M8	M10	M12	M14	M16	M18	M20	M22	M24	M27	M30
Paso		0.7	0.8	1	1.25	1.5	1.75	2	2	2.5	2.5	2.5	3	3	3.5
k		2.8	3.5	4	5.3	6.4	7.5	8.8	10	11.5	12.5	14	15	17	18.7
e	Grado A	7.66	8.79	11.05	14.38	18.9	21.1	24.49	26.75	30.14	33.53	35.72	35.98	45.2	50.85
	Grado B	-	8.63	10.89	14.2	18.72	20.88	23.91	26.17	29.56	32.95	35.03	39.55	45.2	50.85
S		7	8	10	13	17	19	22	24	27	30	32	36	41	46
L		8-40	8-40	8-50	12-60	16-60	20-80	25-80	30-100	30-100	40-100	50-100	50-100	60-100	70-100

mm

## Tuerca

### TUERCAS HEXAGONALES

DIN 934



mm

Rosca	M2	M3	M4	M5	M6	M8	M10	M12	M16
Paso	0.4	0.5	0.7	0.8	1	1.25	1.5	1.75	2
m	1.6	2.4	3.2	4	5	6.5	8	10	13
e	4.32	6.01	7.66	8.79	11.05	14.38	18.9	21.1	16.75
s	4	5.5	7	8	10	13	17	19	24
Rosca	M20	M24	M30	M36	M42	M48	M56		
Paso	2.5	3	3.5	4	4.5	5	5.5		
m	16	19	24	29	34	38	45		
e	32.95	39.55	50.85	60.79	71.3	82.6	93.56		
s	30	36	46	55	65	75	85		

# APÉNDICE F

## Circuitos eléctricos

En el plano ‘circuito de alimentación’ se muestra el circuito de alimentación del ESP32 el cual nos dará un voltaje de 5V, requerido para su correcto funcionamiento.

En la figura F.1 podemos observar el ESP32 en donde se presentan los primeros cinco pines usados para captar las señales del sensor (SIG\_SENSOR), los pines de entrada y salida (RX, TX) usadas para la comunicación UART y los pines restantes disponibles para su uso.

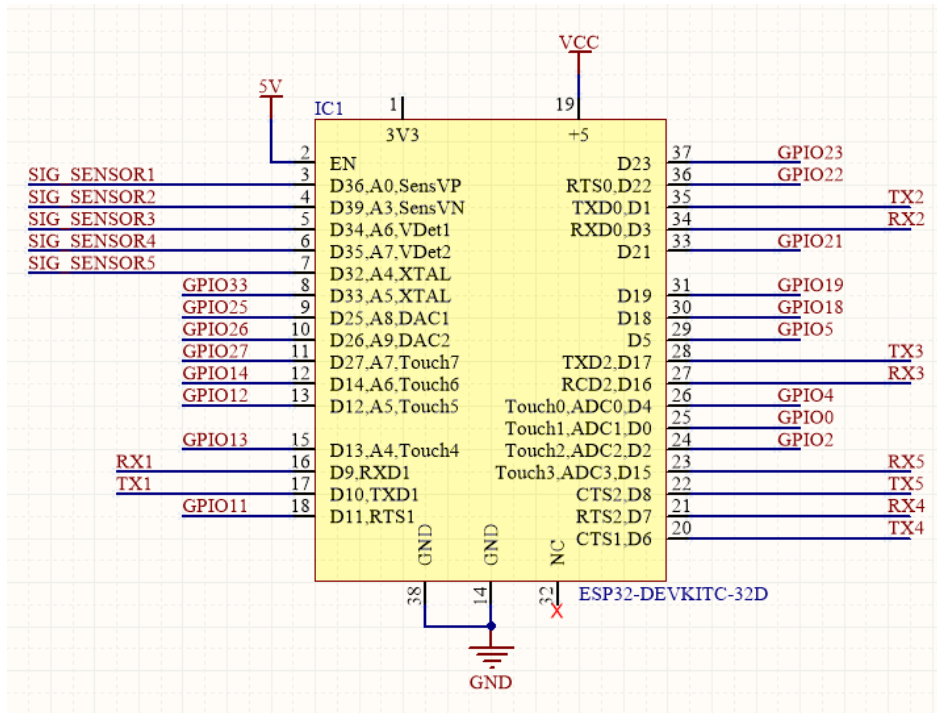
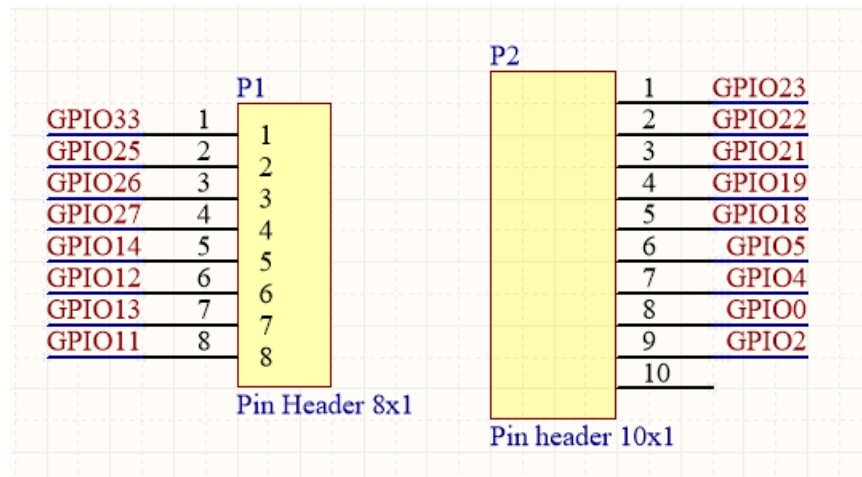


Figura F.1 Circuito del microcontrolador ESP32 (Fuente: Elaboración Propia)

En el plano ‘instrumentación’ encontramos el circuito de instrumentación, en donde se tiene los componentes Molex, para la conexión del sensor Gravity de OyMotion, el cual cuenta con 3 pines (Vcc, GND y SIGSENSOR) y para la conexión del puerto MAX3232, el cual nos sirve para realizar la conexión UART con el servodriver, este contiene 4 pines (Vcc, GND, RX y TX).

La figura F.2 nos muestra dos conectores o pin header, de 8x1 y 10x1, en donde nos permite tener acceso a los pines libres del ESP32, disponibles para usarlos para nuevas aplicaciones o mejoras del sistema.

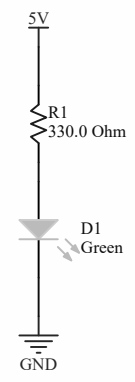
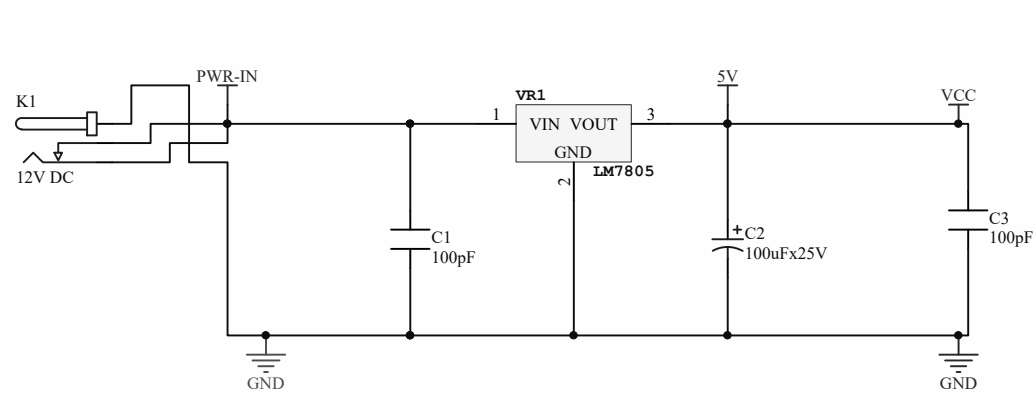


**Figura F.2 Circuito periférico (Fuente: Elaboración Propia)**

# **PLANOS ELÉCTRICOS Y MECÁNICOS**

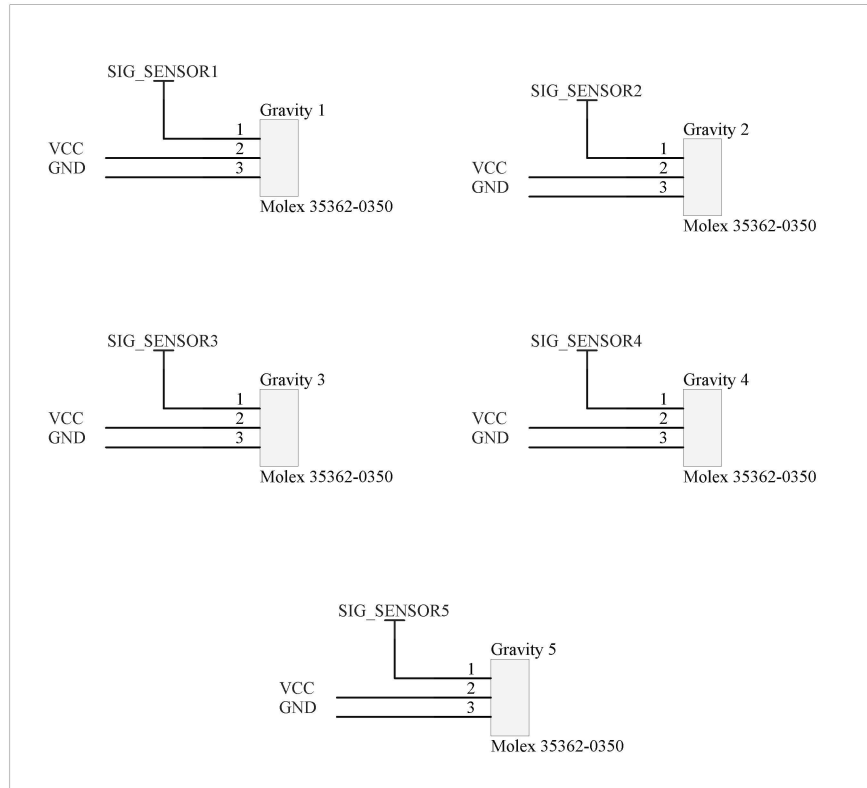
# 5V

# Test 5V

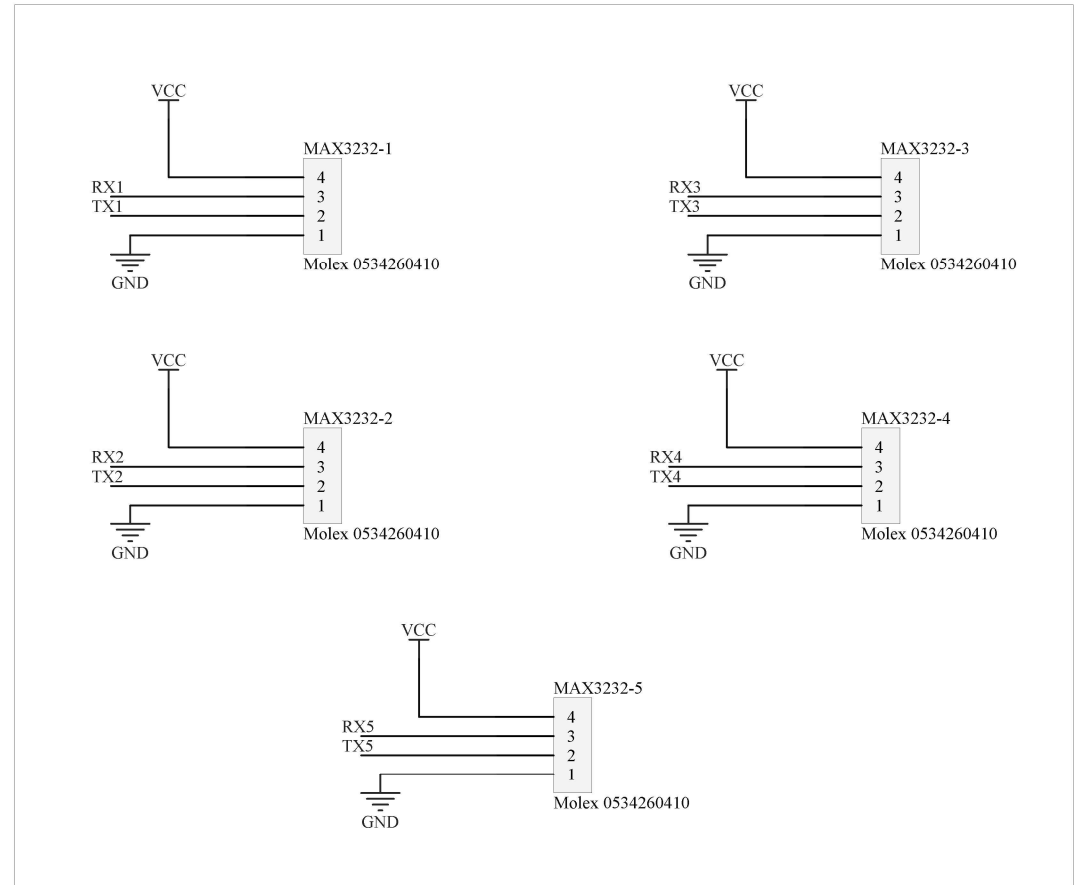


Title		
Circuito de alimentación		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	9/2/2021	Sheet of
File:	Alimentación.SchDoc	Drawn By: Guerrero O. Martínez E.

# GRAVITY OYMOTION



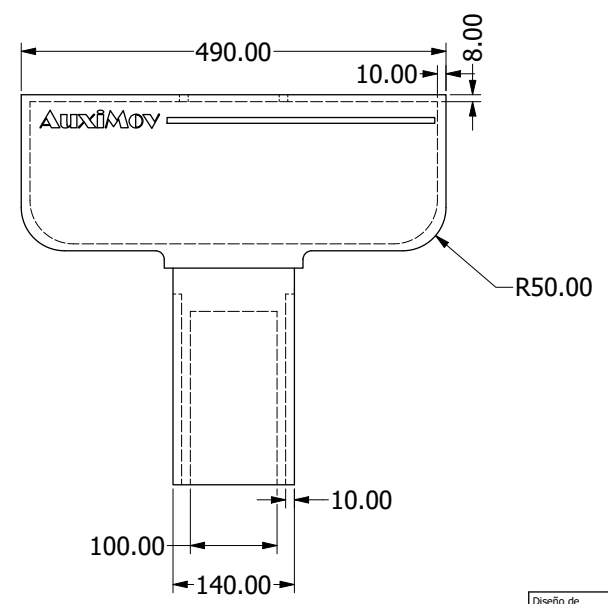
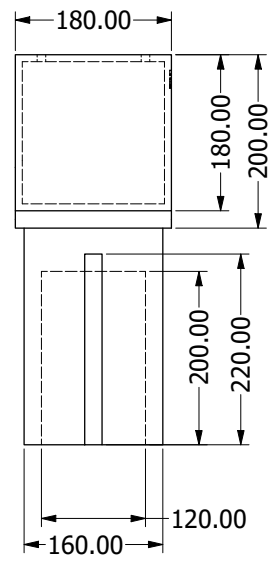
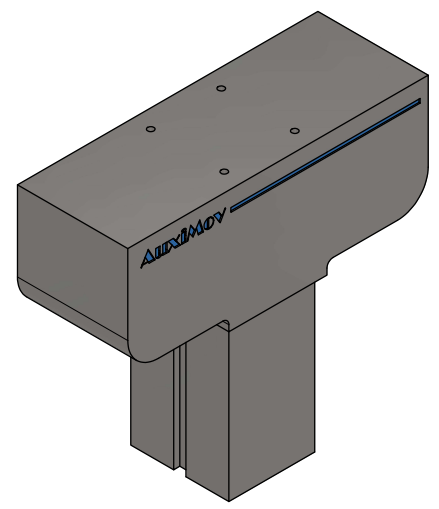
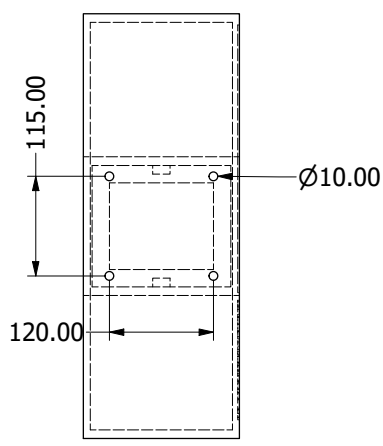
# MAX3232



Title		
Circuito de instrumentación		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	9/2/2021	Sheet of
File:	Instrumentación.SchDoc	Drawn By: Guerrero O. Martínez E.



8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1



D

D

C

C

B

B

A

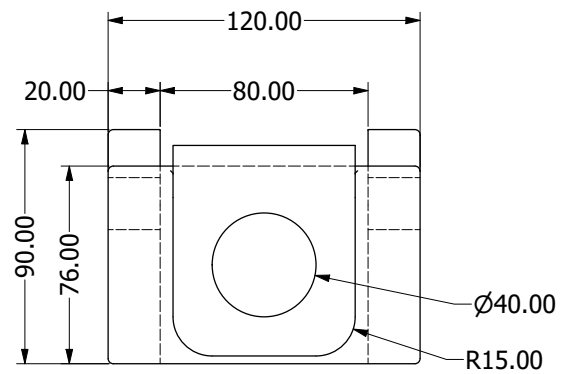
A

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1

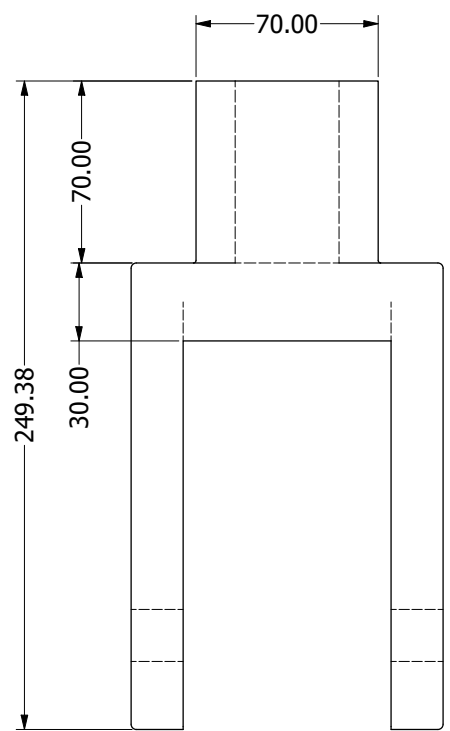
Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 27/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-03	
milímetros		Escala 1/3	Hoja 1 / 1

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1

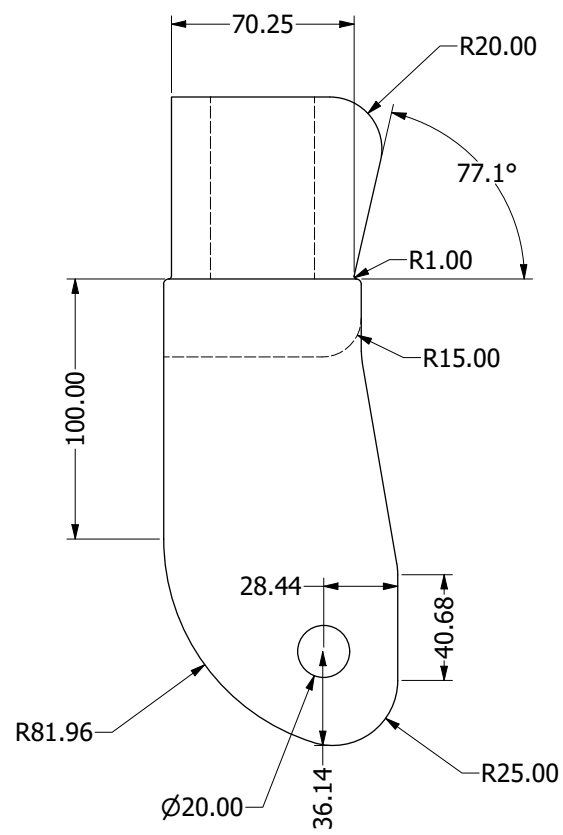
D



C

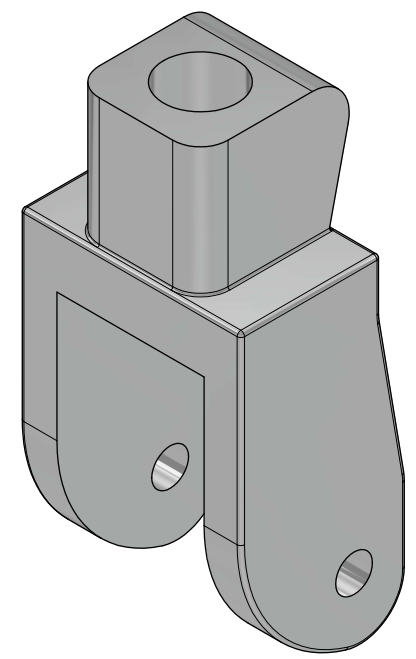


B



A

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1



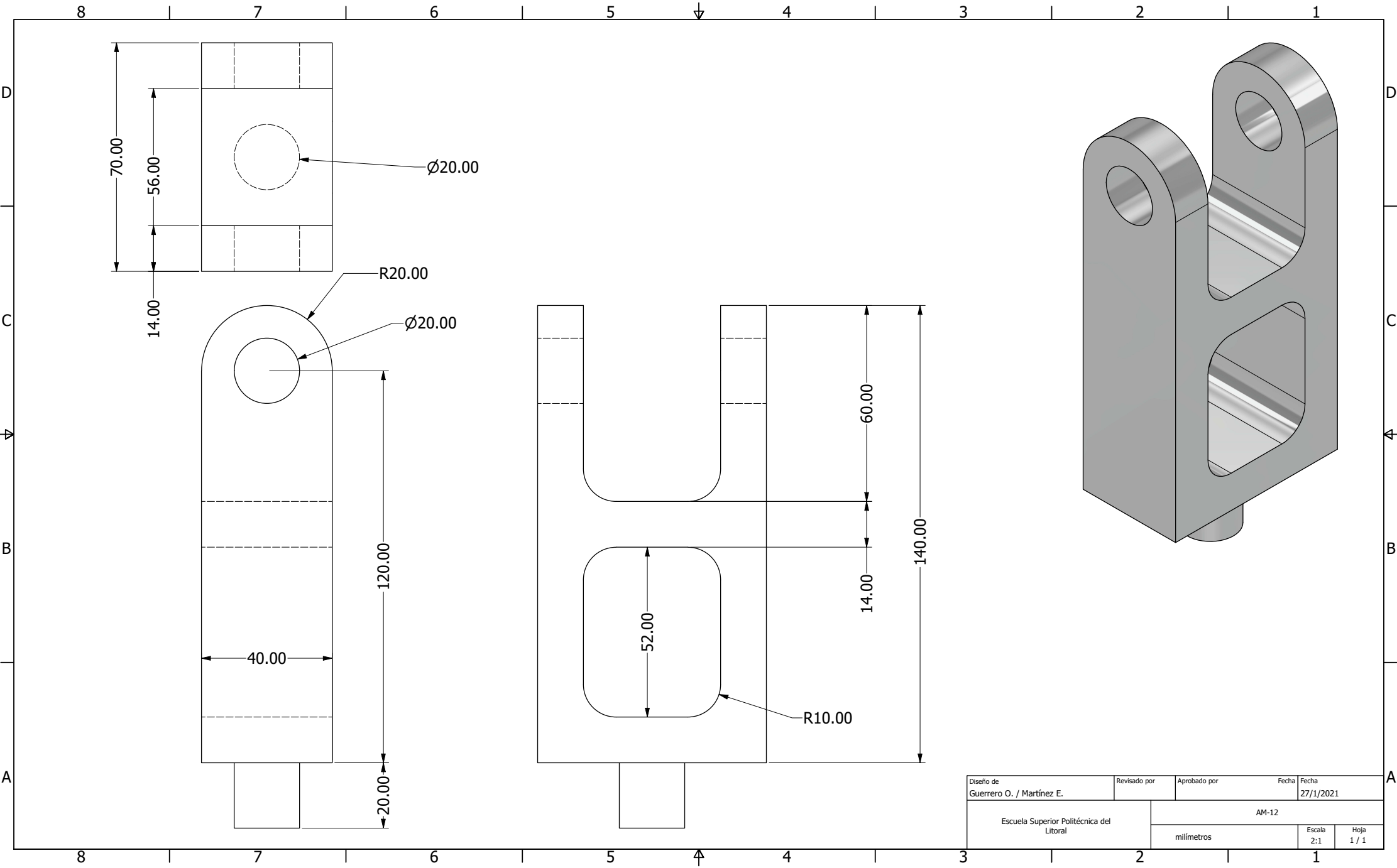
D

C

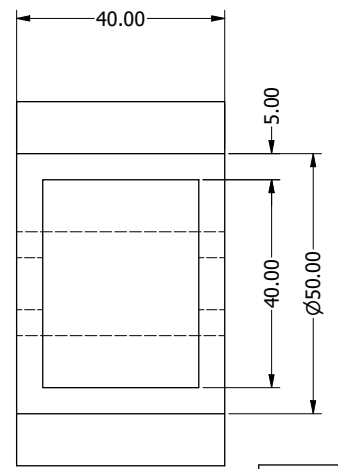
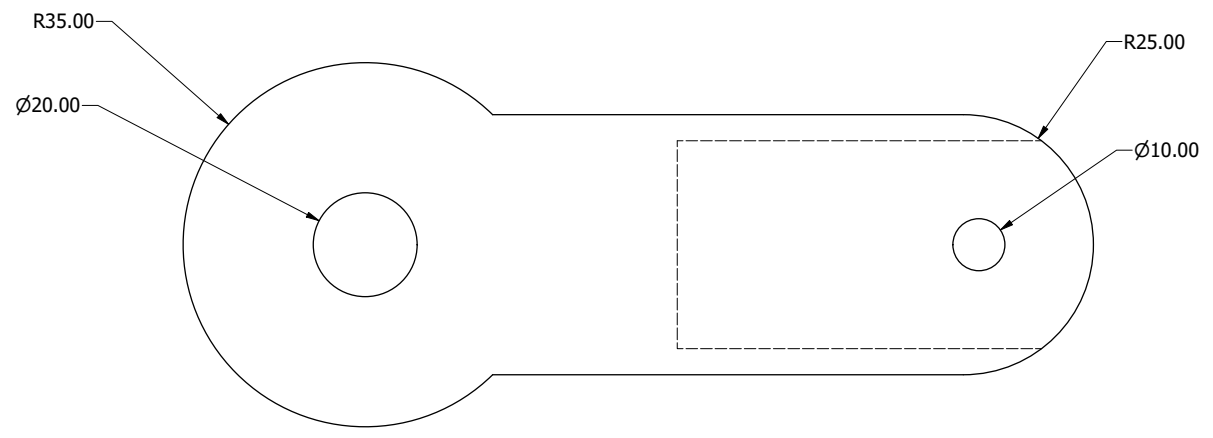
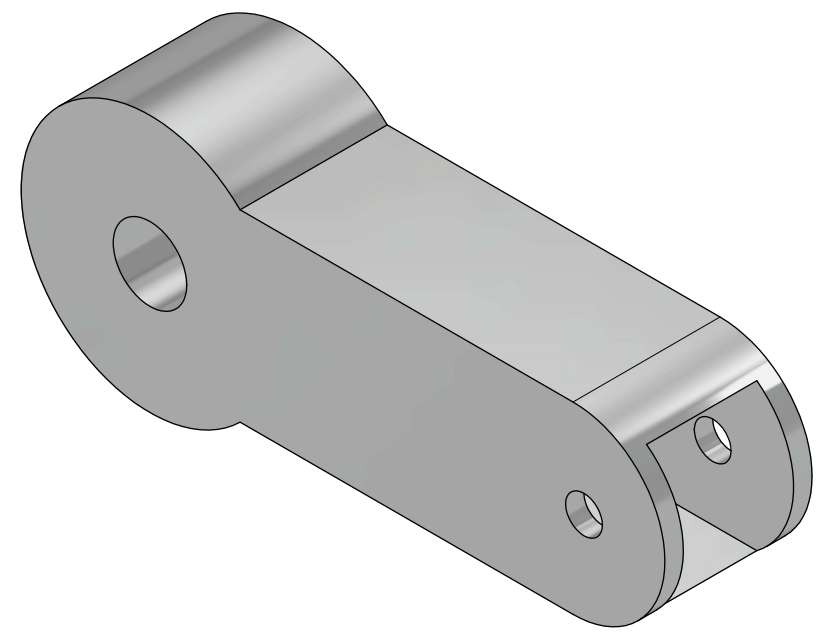
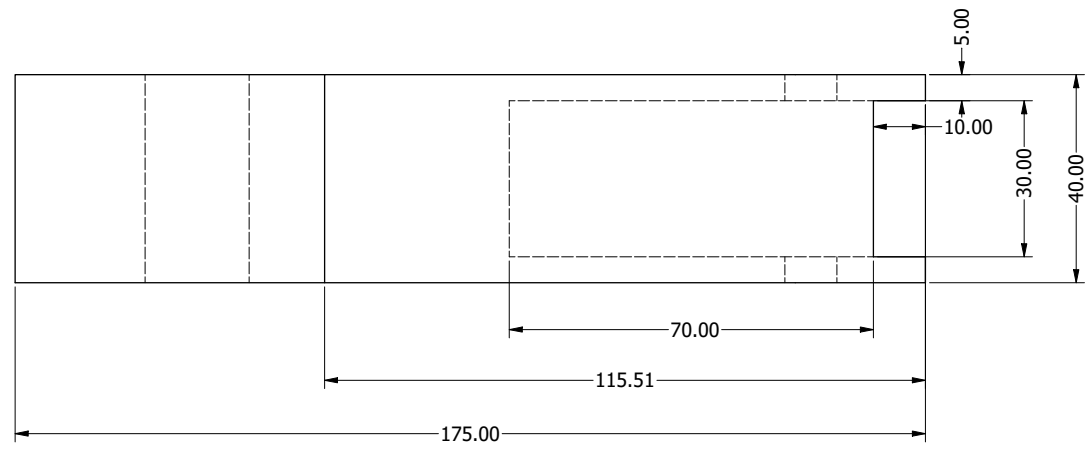
B

A

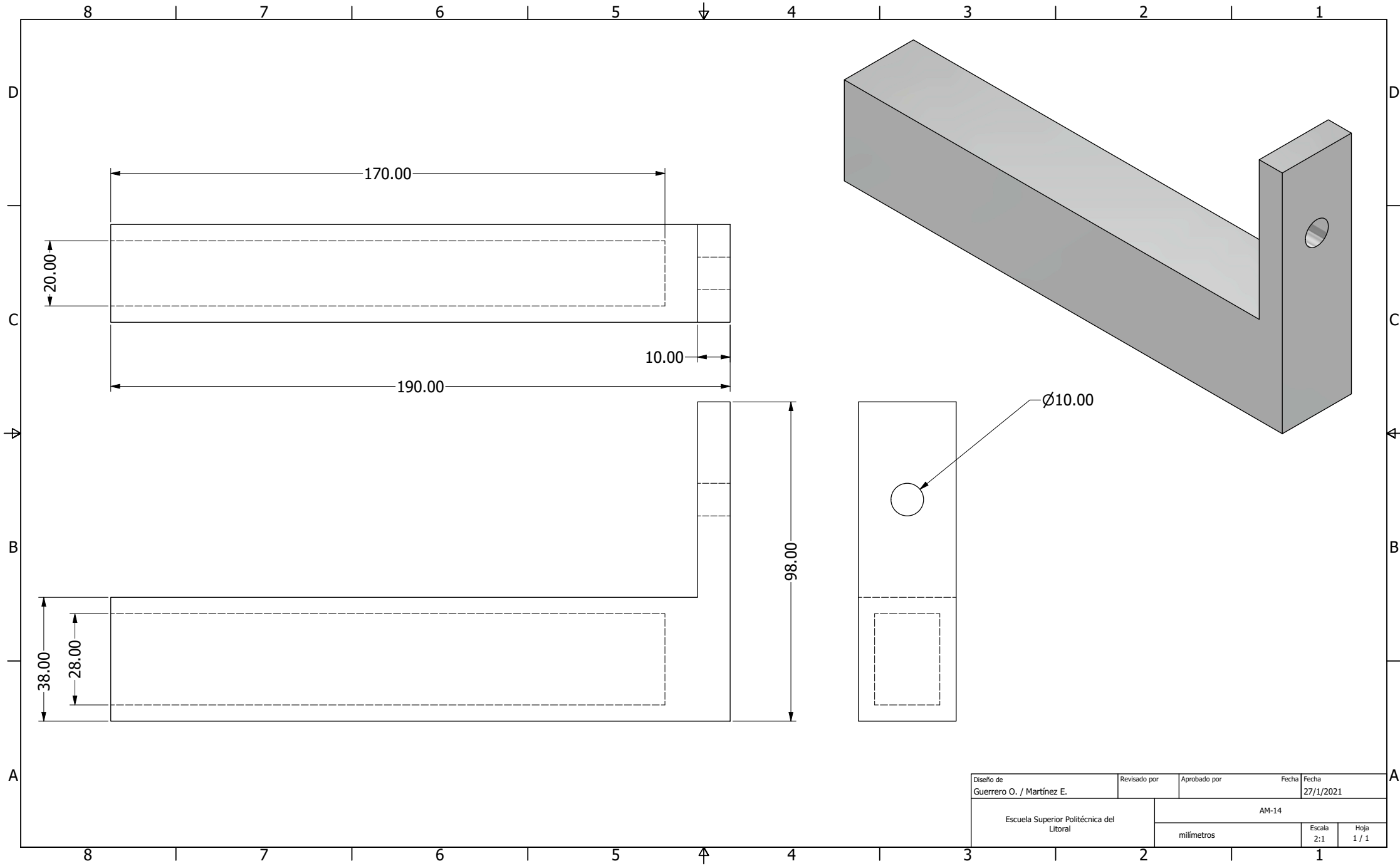
Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 27/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-07	
		milímetros	Hoja 1 / 1



Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 27/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-12	
milímetros		Escala 2:1	Hoja 1 / 1



Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 16/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-13	
milímetros		Escala 2:1	Hoja 1 / 1

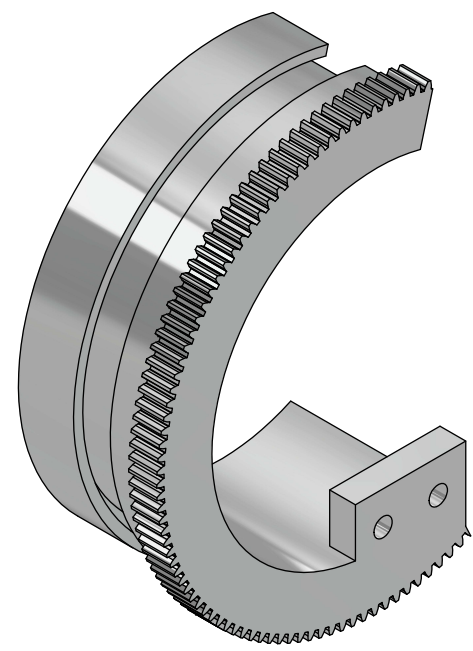
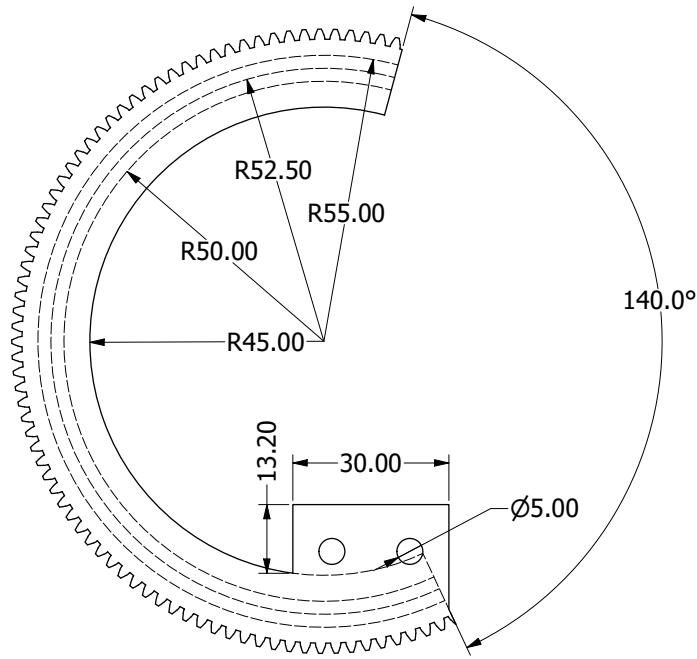
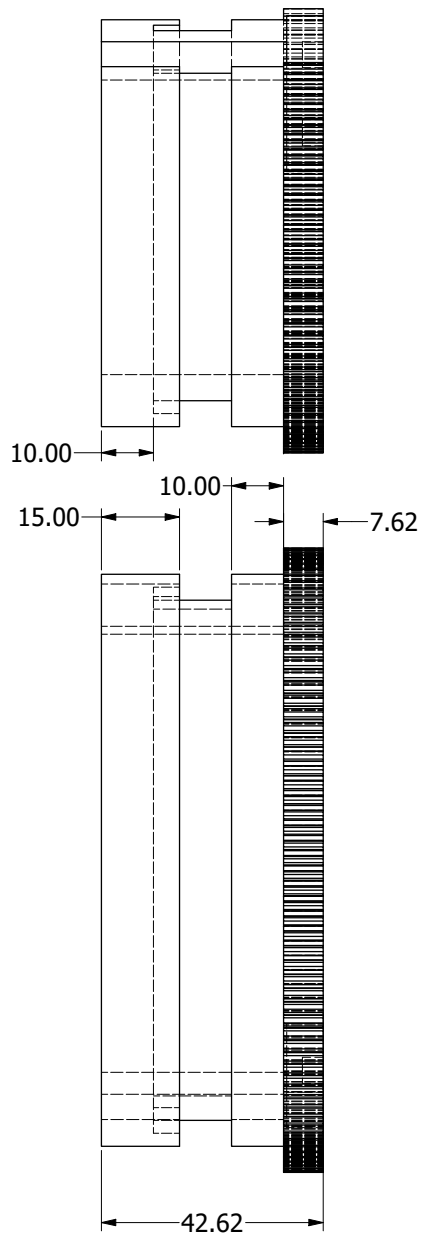


Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 27/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-14	
milímetros		Escala 2:1	Hoja 1 / 1

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1

D  
C  
B  
A

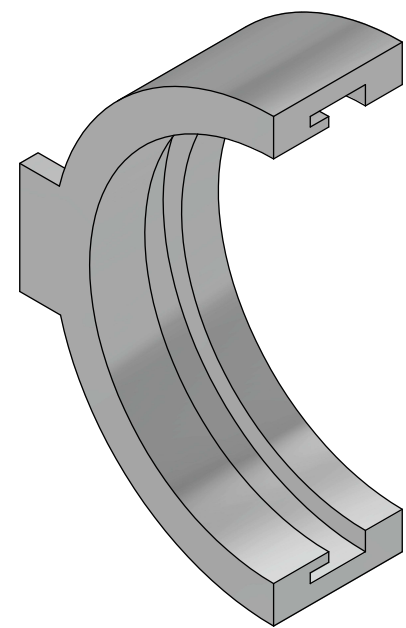
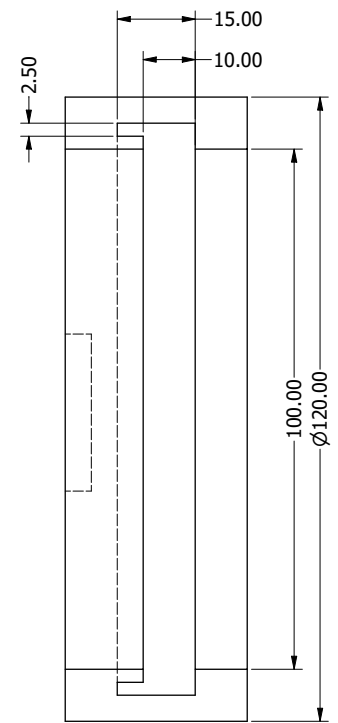
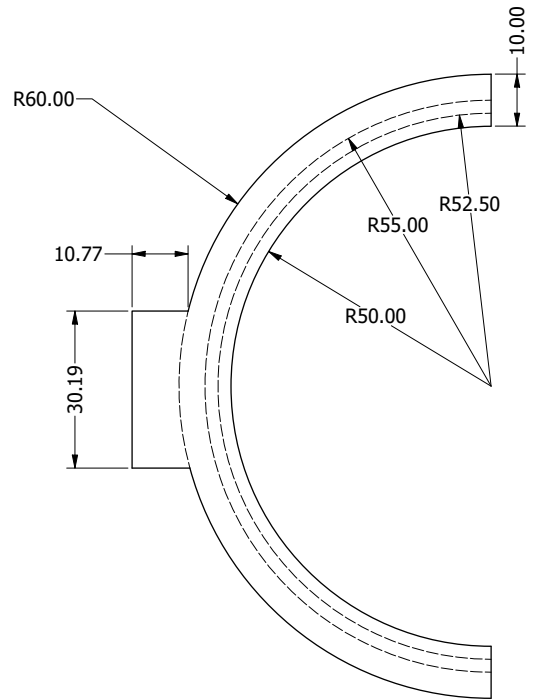
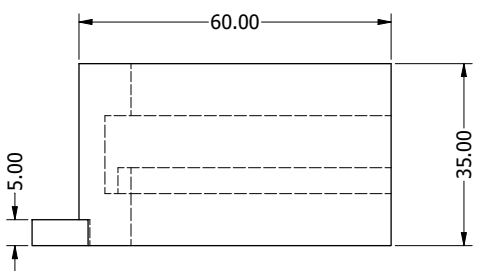
D  
C  
B  
A



Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 28/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-16	
		milímetros	Hoja 1 / 1

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1



D  
C  
B  
A

D  
C  
B  
A

8 | 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1

Diseño de Guerrero O. / Martínez E.	Revisado por	Aprobado por	Fecha 16/1/2021
Escuela Superior Politécnica del Litoral		AM-17	
		milímetros	Hoja 1 / 1

Escala  
2:1