

Exoesqueleto De Miembro Superior Para Los Movimientos De Flexión-Extensión Del Codo Y
Pronosupinación Del Antebrazo

Sergio Iván Delgado Macías y Jorge Esteban Gutiérrez Duarte

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Fabián Horacio Díaz Palencia

PhD(c) en Ingeniería Mecánica

Codirector

Helio Sneyder Esteban Villegas y Carlos Borrás Pinilla

PhD(c) en Ingeniería Mecánica y PhD en Ingeniería Mecánica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2024

Dedicatoria

Con profundo amor y gratitud, yo, Sergio Iván Delgado Macías, quiero dedicar todos mis logros a mi madre, la persona que ha estado a mi lado en cada paso del camino; su apoyo incondicional, sus consejos llenos de sabiduría y su inmensa fortaleza han sido mi mayor inspiración. Gracias a su amor en mí, he podido superar cada reto y alcanzar cada meta.

No hay palabras suficientes para expresar el agradecimiento que siento hacia mi madre, quien ha sido mi ejemplo de perseverancia y dedicación; su amor y sacrificio constante me han impulsado a ser la persona que soy hoy, enfrentando con valentía cada desafío. Cada logro que obtengo es también suyo, porque detrás de cada éxito está su mano guiándome, su voz alentándome y su corazón apoyándome; es por ella y para ella que sigo esforzándome cada día, buscando siempre ser digno de todo lo que me ha dado.

Esta dedicatoria es un reconocimiento a todo lo que ha hecho por mí y a su papel fundamental en cada éxito que hoy celebro.

Sergio Iván Delgado Macías

Dedicatoria

Con mucha gratitud, dedico esta tesis a toda mi familia, quienes han sido mi mayor soporte en cada momento; a mis amigos, quienes con su compañía y aliento me ayudaron a seguir adelante, incluso en los momentos más difíciles, agradezco profundamente el respaldo incondicional que me brindaron, siempre alentándome a alcanzar mis metas.

Especialmente a mi Padre y Madre que siempre estuvieron pendientes de mi proceso, que me apoyaron en todo momento para que pudiera cumplir mis sueños y metas sin importar la situación, siempre me han dado la confianza para salir adelante.

Todos los valores como persona, las virtudes, principios y cualidades que me transmitieron han sido fundamentales para que siempre estuviera enfocado, con mucho esfuerzo y dedicación este logro, lo he conseguido por ustedes y para ustedes:

Mónica Duarte

Jorge A. Gutierrez

Luz Dary Cardona

La Nonita Marina

Alejandra Rodríguez

Benjamín Christau

También para los Tíos, Tías y Primos que han sido un ejemplo para mí del amor, la unión y sobre todo del buen corazón que caracteriza a estas dos familias.

Jorge Esteban Gutiérrez Duarte

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a nuestro director y profesor Fabián Horacio Díaz Palencia, por su valiosa asesoría tanto en la parte conceptual como en el diseño del proyecto. Su orientación fue clave para el éxito de este trabajo. También extendemos un agradecimiento especial a nuestros codirectores Helio Sneyder Esteban Villegas y Carlos Borrás Pinilla, quienes con su experiencia y apoyo constante enriquecieron enormemente el desarrollo de esta investigación.

Asimismo, agradecemos a Edison por su colaboración en la impresión 3D, y a todas las personas que, en mayor o menor medida, contribuyeron al progreso de este proyecto; cada esfuerzo y aporte, por pequeño que haya sido, fue fundamental para alcanzar nuestros objetivos.

Tabla de Contenido

Introducción.....	16
1. Planteamiento del problema.....	18
1.1 Justificación.....	18
1.2 Objetivos de investigación.....	20
1.2.1 Objetivo General.....	20
1.2.2 Objetivos específicos.....	20
2. Marco Teórico.....	21
2.1 Antecedentes de la investigación.....	21
2.2 Bases teóricas.....	27
2.2.1 Robots de Rehabilitación.....	27
2.2.2 Exoesqueleto.....	27
2.2.3 Efecto final.....	28
2.3 Definición de términos básicos.....	28
2.3.1 Actuador.....	28
2.3.2 Grados de Libertad.....	28
2.3.3 Interfaz y algoritmos de control.....	29
2.3.4 Ergonomía.....	29
2.3.5 Rehabilitación.....	29
3. Anatomía De La Extremidad Superior.....	30
3.1 Estructura Articular Extremidad Superior.....	31
3.1.1 Húmero – Cubito y Radio.....	31
3.1.2 Radio y Cubito.....	33

3.2 Estructura Muscular Extremidad Superior.....	35
3.2.1 Músculos Anteriores Del Brazo	35
3.2.2 Músculos Posteriores Del Brazo.....	37
3.2.3 Músculos Anteriores Del Antebrazo	37
3.2.4 Músculos Posteriores Del Antebrazo	39
4. Metodología.....	41
4.1 Fase I. Parámetros De Diseño Anatómicos.....	42
4.1.1 Longitud Brazo y Antebrazo	42
4.1.2 Diámetro De Antebrazo.....	43
4.1.3 Diámetro De Brazo	44
4.1.4 Rangos De Movimiento.....	45
4.2 Fase II. Parámetros De Diseño Estructurales.....	46
4.2.1 Prototipos y Características Según Antecedentes.....	47
4.2.2 Actuadores y Generadores de Potencia	49
4.2.3 Sistemas y Mecanismos De Transmisión	50
4.3 Fase III. Parámetros De Diseño Biomecánicos.....	51
4.3.1 Cargas Estáticas	52
4.4 Fase IV. Proceso De Diseño.....	56
4.4.1 Requerimientos Del Sistema	56
4.4.2 Despliegue De La Matriz De Calidad (QFD).....	58
4.4.3 Parámetros Funcionales.....	60
4.4.4 Parámetros No Funcionales	61
4.4.5 Matrices De Decisión Por Elemento	61
4.5 Fase V. Alternativas De Diseño.....	68

4.5.1 Diseño Conceptual Por Subsistemas	69
4.5.2 Alternativa #1	70
4.5.3 Alternativa #2	75
4.6 Fase VI. Diseño y desarrollo	77
4.6.1 Análisis Técnico (Matriz De Alternativas)	80
4.6.2 Diseño Relación De Engranajes	81
4.6.3 Criticidad y Simulación de Cargas	83
4.6.4 Componentes Esenciales Para El Prototipo	86
4.7 Fase VII. Diseño Sistemas De Control	87
4.7.1 Diagnósticos Terapéuticos	88
4.7.2 Limitaciones del paciente	92
4.7.3 Protocolo De Rehabilitación	94
4.7.4 Selección De Dispositivos Electrónicos	96
4.7.5 Requerimientos Del Sistema De Control	98
4.7.6 Componentes electrónicos	100
4.7.7 Protocolo Terapéutico (Prom)	102
4.7.8 Estrategia de control	104
4.7.9 Diagrama de flujo	106
4.7.10 Montaje Sistema De Control	108
4.8 Fase VIII. Fabricación, construcción y ensamble	111
4.8.1 Manufactura Aditiva (Impresión 3d)	111
4.8.2 Ensamble Y Construcción	112
4.8.3 Movimientos Y Mecanismos	114
4.8.4 Sistemas De Sujeción	117

4.8.5 Rangos De Adaptación	118
4.8.6 Cambio De Brazo	119
4.8.7 Protección De Seguridad (Engranajes).....	121
4.8.8 Detalles Y Sensaciones Del Exoesqueleto	123
Presupuesto.....	124
Conclusiones y Recomendaciones.....	125
Referencias Bibliográficas.....	128

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1 <i>Medidas correspondientes de la extremidad superior</i>	43
Tabla 2 <i>Rangos de movimiento de la extremidad superior</i>	46
Tabla 3 <i>Prototipos y características según antecedentes</i>	47
Tabla 4 <i>Mecanismos utilizados en los exoesqueletos de brazo superior</i>	49
Tabla 5 <i>Mecanismos utilizados para la transmisión de potencia</i>	50
Tabla 6 <i>Parámetros inerciales del cuerpo humano</i>	51
Tabla 7 <i>Cargas estáticas</i>	53
Tabla 8 <i>Distribución de cargas a lo largo del brazo</i>	55
Tabla 9 <i>Matriz de calidad</i>	58
Tabla 10 <i>Elementos más críticos</i>	59
Tabla 11 <i>Matriz de decisión (actuadores)</i>	63
Tabla 12 <i>Matriz de decisión (mecanismos)</i>	64
Tabla 13 <i>Matriz de materiales</i>	65
Tabla 14 <i>Matriz de decisión (sujeción)</i>	66
Tabla 15 <i>Matriz de decisión alimentación</i>	68
Tabla 16 <i>Elementos del diseño</i>	78
Tabla 17 <i>Matriz de decisión (alternativas)</i>	79
Tabla 18 <i>Diseño engranajes (piñón y corona)</i>	83
Tabla 19 <i>Tabla de criticidad de piezas</i>	84
Tabla 20 <i>Limitaciones del paciente</i>	93
Tabla 21 <i>Ficha técnica DSSERVO 60 Kg</i>	97
Tabla 22 <i>Cálculos relación de engranajes</i>	97

Tabla 23 <i>Requerimientos del sistema del control</i>	99
Tabla 24 <i>Dispositivos y componentes electrónicos</i>	100

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 <i>Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro</i>	21
Figura 2 <i>Rehabilitador comercial NX-A2</i>	22
Figura 3 <i>Pablo® Upper Extremity Hand-Arm.Rehabilitation</i>	23
Figura 4 <i>Exoesqueleto comercial HAL</i>	24
Figura 5 <i>Rehabilitador comercial Hand of hope</i>	24
Figura 6 <i>InMotion WRIST - InMotion ARM</i>	25
Figura 7 <i>Asistente móvil MyoPro</i>	26
Figura 8 <i>Asistencia de brazo robótico para ejercicios integrados de brazos y manos Armeo® Power.</i>	26
Figura 9 <i>Articulación Humero Cubital</i>	32
Figura 10 <i>Articulación Radio Cubital Proximal</i>	33
Figura 11 <i>Articulación Radio Cubital distal</i>	34
Figura 12 <i>Ligamentos Radiocubitales</i>	34
Figura 13 <i>Biceps Braquial Anterior</i>	36
Figura 14 <i>Músculos posteriores del brazo</i>	37
Figura 15 <i>Grupo Profundo</i>	39
Figura 16 <i>Grupo profundo II</i>	40
Figura 17 <i>Longitud del Brazo y antebrazo</i>	42
Figura 18 <i>Diámetro del antebrazo</i>	43
Figura 19 <i>Diámetro del brazo</i>	44
Figura 20 <i>Diagrama de cuerpo libre</i>	54
Figura 21 <i>Requerimientos del sistema</i>	57

Figura 22 <i>Subsistemas</i>	69
Figura 23 <i>Diseño de alternativa 1</i>	71
Figura 24 <i>Ajuste de piezas</i>	72
Figura 25 <i>Engranajes</i>	73
Figura 26 <i>Guía ajustable</i>	74
Figura 27 <i>Diseño del prototipo</i>	75
Figura 28 <i>Diseño Alternativa 2</i>	75
Figura 29 <i>Diseño alternativa 2</i>	76
Figura 30 <i>Método planteado</i>	76
Figura 31 <i>Relación de engranajes</i>	82
Figura 32 <i>Análisis estático engranaje corona</i>	85
Figura 33 <i>Análisis estático pieza 1.2</i>	85
Figura 34 <i>Componentes esenciales para el prototipo</i>	86
Figura 35 <i>Diseño sistemas de control</i>	88
Figura 36 <i>Entorno de desarrollo de software</i>	105
Figura 37 <i>Diagrama de flujo</i>	106
Figura 38 <i>Montajes del sistema de control</i>	109
Figura 39 <i>SolidWorks</i>	111
Figura 40 <i>Programa de impresión</i>	112
Figura 41 <i>Proceso de impresión</i>	112
Figura 42 <i>Detalles de montaje</i>	113
Figura 43 <i>Flexión – Extensión del codo</i>	114
Figura 44 <i>Ángulos de Flexión – Extensión del codo</i>	115
Figura 45 <i>Posición de pronosupinación del antebrazo</i>	116

Figura 46 <i>Ángulo de pronosupinación del antebrazo</i>	116
Figura 47 <i>Sujeción del exoesqueleto</i>	117
Figura 48 <i>Exoesqueleto instalado</i>	117
Figura 49 <i>Sujeción antebrazo</i>	118
Figura 50 <i>Ajuste Hombrera</i>	119
Figura 51 <i>Ajuste antebrazo</i>	119
Figura 52 <i>Exoesqueleto en el brazo izquierdo</i>	120
Figura 53 <i>Método desarmable para usar el exoesqueleto en ambas extremidades</i>	121
Figura 54 <i>Protección de seguridad</i>	121
Figura 55 <i>Protección de seguridad II</i>	122

Resumen

Título: Exoesqueleto De Miembro Superior Para Los Movimientos De Flexión-Extensión Del Codo Y Pronosupinación Del Antebrazo *

Autor: Sergio Iván Delgado Macías y Jorge Esteban Gutiérrez Duarte **

Palabras Clave: exoesqueleto, miembro superior, prototipo, pronosupinación, flexión, extensión.

Descripción: Los modelos terapéuticos para la recuperación de tejidos musculares han avanzado notablemente para el beneficio de gran cantidad de pacientes. Diversas enfermedades, lesiones o condiciones físicas son las causas más frecuentes en la pérdida de movilidad muscular comúnmente en las extremidades, por lo que existen diversas técnicas de rehabilitación según la gravedad y la rigidez muscular (espasticidad) del paciente.

Las terapias activas permiten movimientos conscientes para recuperar movilidad con el tiempo sin empeorar la lesión, mientras que las terapias asistidas o pasivas, son necesarias en casos severos, implican que un terapeuta realice movimientos repetitivos en el paciente para reducir la rigidez con el objetivo de mejorar los rangos de movimiento y disminuir el dolor.

Se busca estimular las funciones musculares mediante la neuroplasticidad, reconstruyendo vías neuronales para recuperar capacidades sensoriales y motoras de la extremidad afectada.

Este trabajo plantea diseñar un prototipo de exoesqueleto para miembro superior, con dos movimientos, flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo.

En el proceso de diseño se espera definir los requerimientos de valor para el desarrollo del modelo estudiando en primer lugar la anatomía humana y así implementar sistemas mecánicos, electrónicos y factores ergonómicos que se adapten a los movimientos, también diseñar y modelar el dispositivo en CAD, identificando las principales alternativas analizando costos, parámetros funcionales y confort, para asegurar la viabilidad del proyecto.

Resultados destacados:

- Rangos de movimiento: 140 grados en flexión-extensión del codo y 112.5 grados en pronosupinación del antebrazo.

- Diseño adaptable a ambos brazos mediante mecanismos funcionales tanto para hombres como para mujeres.

Este exoesqueleto tendrá el potencial de mejorar significativamente la rehabilitación de pacientes con movilidad reducida en los miembros superiores.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Físico- mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniera Mecánica. Director: Fabián Horacio Díaz Palencia. PhD(c) en Ingeniería Mecánica. Codirectores: Helio Sneyder Esteban Villegas y Carlos Borrás Pinilla. PhD(c) en Ingeniería Mecánica y PhD en Ingeniería Mecánica

Abstract

Title: Upper Limb Exoskeleton for Elbow Flexion-Extension and Forearm Pronation-Supination Movements *

Author(s): Sergio Iván Delgado Macías y Jorge Esteban Gutiérrez Duarte ¹

Key Words: exoskeleton, upper limb, prototype, pronation, flexion, extension.

Description: Therapeutic models for the recovery of muscular tissues have advanced notably for the benefit of a large number of patients. Various diseases, injuries or physical conditions are the most frequent causes of loss of muscle mobility commonly in the extremities, so there are several rehabilitation techniques depending on the severity and muscle stiffness (spasticity) of the patient.

Active therapies allow conscious movements to recover mobility over time without worsening the injury, while assisted or passive therapies, which are necessary in severe cases, involve a therapist performing repetitive movements on the patient to reduce stiffness in order to improve ranges of motion and reduce pain.

The aim is to stimulate muscle functions by means of neuroplasticity, reconstructing neuronal pathways to recover sensory and motor capacities of the affected limb.

This work proposes to design a prototype of an exoskeleton for upper limb, with two movements, flexion-extension of the elbow and pronation of the forearm.

In the design process it is expected to define the value requirements for the development of the model by first studying the human anatomy and thus implement mechanical systems, electronics and ergonomic factors that adapt to the movements, also design and model the device in CAD, identifying the main alternatives analyzing costs, functional parameters and comfort, to ensure the feasibility of the project.

Outstanding results:

- Motion ranges: 140 degrees in elbow flexion-extension and 112.5 degrees in forearm pronation-supination.
- Design adaptable to both arms through functional mechanisms for both men and women.

This exoskeleton will have the potential to significantly improve the rehabilitation of patients with reduced upper limb mobility.

* Degree Work

¹School of Physical and Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Mechanical Engineering. Director: Fabian Horacio Diaz Palencia. PhD(c) in Mechanical Engineering. Co-Directors: Helio Sneyder Esteban Villegas and Carlos Borrás Pinilla. PhD(c) in Mechanical Engineering and PhD in Mechanical Engineering.

Introducción

La ingeniería biomecánica ha revolucionado los métodos en cómo se aborda la rehabilitación y asistencia de las personas que han experimentado diversos accidentes o enfermedades que reducen la movilidad de sus extremidades, por ejemplo en Colombia alrededor de 60,000 personas sufren de ataques isquémicos (interrupción breve de flujo sanguíneo en una parte del cerebro), que posteriormente conllevan a lesiones cerebrovasculares que afectan la movilidad en las extremidades según un artículo de la escuela colombiana de ingeniería Julio Garavito ‘Con paso firme avanza desarrollo de exoesqueletos en Colombia (Iomini, Martínez-Sellés, Elosua, Bayés-de-Luna, & Baranchuk, 2021). En este contexto, el diseño y desarrollo de prototipos de exoesqueleto para miembros superiores se ha convertido en un campo de investigación crucial para el desarrollo de alternativas innovadoras en el área terapéutica.

Accidentes o enfermedades como traumatismos, luxaciones, lesiones en ligamentos y tendones, también las enfermedades neurológicas, pueden tener consecuencias significativas en la independencia y capacidad funcional de los pacientes, los límites para realizar tareas humanas básicas, como alimentarse, vestirse o realizar actividades personales, pueden tener un impacto profundo en la vida diaria de estas personas. En consecuencia, la implementación de exoesqueletos específicamente de rehabilitación para la movilidad de los miembros afectados mejora la calidad de vida de los pacientes y adquiere así mismo gran importancia en la salud, ciencia, tecnología e ingeniería como en el proyecto ‘T-FLEX’ (Cifuentes C.A, 2020) (Sánchez-Galarza, Delfino-Blanco, Rosa-Rodríguez, & Torres-Pagán, 2018).

Las complejas terapias de rehabilitación muscular realizadas manualmente por fisioterapeutas están enfocadas en las terapias pasivas o asistidas mediante movimientos repetitivos de rango de movimiento (ROM) (World Health Organization, s.f.), usadas en los casos de mayor rigidez de la

extremidad donde se presentan dolores fuertes y poca movilidad muscular, por tal razón, el objetivo de este trabajo de grado se centra en la investigación, diseño y desarrollo de un exoesqueleto para miembro superior, enfocado en los movimientos de flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo para proporcionar una herramienta que facilite la terapia, bajo la responsabilidad de un terapeuta profesional.

1. Planteamiento del problema

1.1 Justificación

Con el propósito de brindar un aporte a los tradicionales métodos de rehabilitación terapéutica existentes para tratar pacientes que han sufrido reducción de movilidad en las extremidades superiores en Colombia, se plantea la construcción y diseño de un prototipo de exoesqueleto el cual, por medio de tecnologías innovadoras sea una herramienta funcional y practica para que los profesionales usen nuevas estrategias y modelos terapéuticos para rehabilitar a sus pacientes.

Dado que las extremidades suponen gran importancia en la vida cotidiana de las personas, el enfoque principal de este proyecto propone investigar la anatomía de las extremidades superiores detalladamente con el objetivo de caracterizar su estructura corporal de tal manera que permita identificar los principales movimientos y estructuras dinámicas. Esto incluye analizar el cómo por medio de articulaciones, huesos, músculos y diversos tejidos que hacen parte esencial del órgano se articulan en conjunto para la realización de diversas actividades cotidianas.

Los movimientos más esenciales y complejos de la extremidad superior están ubicados en el codo y muñeca por medio de la unión entre huesos como radio, cubito y humero los cuales están articulados para realizar gran cantidad de movimientos. Entre los más importantes esta la flexión y extensión del codo, muy útil en el dinamismo de la extremidad en general, sin esta articulación el brazo sería un segmento rígido con rangos de movimiento reducidos e incómodos. El movimiento más importante del brazo se encuentra ubicado en el radio y cubito distal, es quien permite la rotación del brazo longitudinalmente abarcando una amplia gama de posibilidades en los movimientos de la extremidad superior, esta articulación se encuentra en la muñeca y conecta directamente con la mano.

Para la recuperación gradual de las funciones motoras se requieren tratamientos fisioterapéuticos, los cuales se realizan tradicionalmente de forma manual por el mismo profesional de manera pasiva por medio de movimientos rutinarios y repetitivos.

Hoy en día en el mundo de la fisioterapia se ha comenzado a implementar nuevas tecnologías competitivas principalmente diseñadas a partir de mecanismos especializados como exoesqueletos y robots de asistencia pasiva que han sido usados en pacientes en condiciones de movilidad reducida en sus extremidades.

Estos dispositivos buscan ofrecer una experiencia más personalizada para cada paciente, así como también es una herramienta enfocada para que terapeutas profesionales puedan atacar los síntomas relacionados con la reducción de movilidad como lo es la espasticidad en la gran mayoría de los casos, buscando estimular la conexión que existe entre el cerebro, músculos por medio de la neuro – plasticidad.

Basado en la revisión bibliográfica, localmente es de interés aportar a los modelos terapéuticos existentes para las extremidades superiores, por esto se plantea fabricar en Bucaramanga un exoesqueleto automatizado para ayudar en los movimientos repetitivos de rehabilitación de extremidades superiores el cual contará con dos movimientos posibles, la flexión-extensión del codo y la pronosupinación del antebrazo con la capacidad de ajustarse de manera dimensional para que así sea empleado en la mayoría de las personas.

1.2 Objetivos de investigación

1.2.1 Objetivo General

Diseñar un prototipo de exoesqueleto para miembro superior con dos movimientos posibles, flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo.

1.2.2 Objetivos específicos

- Investigar la anatomía y biomecánica del miembro superior para establecer los movimientos flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo.
- Diseñar los sistemas mecánicos y electrónicos para permitir los movimientos de flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo.
- Seleccionar y adquirir los materiales y componentes necesarios para la construcción del prototipo, teniendo en cuenta factores como la durabilidad, economía y funcionalidad.
- Diseñar una estrategia de control basado en el rango de movimiento del exoesqueleto.

2. Marco Teórico

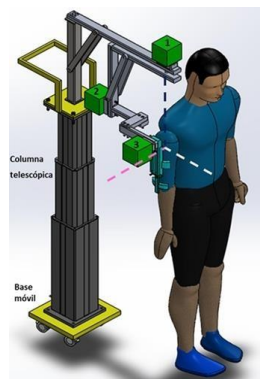
2.1 Antecedentes de la investigación

Durante mucho tiempo se han hecho intentos para crear técnicas innovadoras de rehabilitación física con el objetivo de hacer que el proceso sea más eficiente y se adapte al movimiento humano natural en cada momento. Una de estas tecnologías es el uso de exoesqueletos, la cual ha tenido un gran impacto y evolución desde sus inicios, a continuación, se presentan los antecesores de algunos de los exoesqueletos más destacados enfocados a la rehabilitación de la zona superior, tanto prototipos como equipos de carácter comercial.

- Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro” (Sosa-Méndez, Arias-Montiel, & and Lugo-González, s.f.), es un prototipo de exoesqueleto del miembro superior, más concretamente del brazo derecho, consta de 3 motores que le permiten 3 diferentes movimientos posibles, tales como flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa, es hecho en acero 1018 y todos los eslabones del mecanismo están hechos de aleación de aluminio 606, el cual se le puede modificar la altura a la cual está el brazo del paciente. Ver figura 1.

Figura 1

Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro



Tomado de *ingenieríabiomédica*, vol. 38, núm. 1, 2017.

- “Amadeo” (Arpada, 2023), Es un dispositivo de rehabilitación para manos y dedos de pacientes con lesiones neurogénicas, cuenta con un punto de anclaje para fijar la mano al dispositivo mediante cinta adhesiva fijada en la yema del dedo, imanes y un pequeño sistema de palancas, cuya función es para abrir y cerrar la mano para la estimulación de los músculos. Ver figura 2.

Figura 2

Rehabilitador comercial NX-A2



- “Pablo®” (Artdigital, 2021), Es un dispositivo interactivo de avanzada tecnología, caracterizado por tener diversos sensores que evalúan directamente el estado en el que se encuentran los pacientes. Este kit está diseñado para la rehabilitación de las extremidades superiores distales, aunque en su gama de dispositivos también puede ser aplicado a extremidades inferiores. Además de ser utilizado para las enfermedades a nivel neurológico es comúnmente usado en pacientes que necesitan controles terapéuticos, ortopédicos y para personas que tienen déficits en sus capacidades motoras, ayuda a recuperar fuerza, precisión, puntería, coordinación, control del tronco y equilibrio.

En especial Pablo® tiene la capacidad de trabajar inalámbricamente por medio de Bluetooth que permite interacciones audiovisuales en todo momento, los entrenamientos interactivos funcionan a

partir de un software de la marca llamado TYROS es quien recopila la información en una gran base de datos que muestra los resultados recopilados del paciente. Ver figura 3.

Figura 3

Pablo® Upper Extremity Hand-Arm.Rehabilitation



Tomado de *Tyromotion, Get to know PABLO®*, 2024.

- “HAL” (Hal Sencillo Joint, 2020), Es un exoesqueleto no médico, fabricado por una empresa japonesa y así mismo comercializado, la unidad cuenta con un motor que se puede acoplar a la rodilla o al codo con un peso de 1,5 kg, la unidad viene con un controlador de mano, se sujeta por medio de unas cintas con velcro, el cual permite adaptarse a distintos diámetros. Ver figura 4.

Figura 4

Exoesqueleto comercial HAL



Tomado de *Exoskeleton Catalog, Hal, 2016.*

- “Hand of Hope” (Hand of hope, 2023), Es un exoesqueleto de guante motorizado para rehabilitación, su objetivo es ayudar a los pacientes a recuperar la movilidad de la mano mediante la reeducación del control motriz, para pacientes a partir de los 8 años, elaborado en HongKong, su sistema es mediante de actuadores neumáticos, y un sistema de automatización. Ver figura 5.

Figura 5

Rehabilitador comercial Hand of hope



Tomado de *Exoskeleton Catalog, Hand of Hope, 2023.*

- “InMotion WRIST” (InMotion® arm, 2023). Es un robot diseñado para usarse en pacientes gravemente afectados por las enfermedades neurológicas, cuando las extremidades están

bastante deteriorados, este dispositivo puede realizar pruebas para demostrar en qué rangos de movimiento el paciente puede trabajar con mayor libertad, en general el robot articula, la muñeca y brazo, la mano se mueve a 60° para flexión y extensión, 30° para abducción; 45° de aducción y 70° de pronación/supinación.

Debido a su sistema de evaluación inteligente InMotion EVAL puede realizar gran cantidad de medidas y pruebas de movimiento integrales, el cual entrega informes cada 20 minutos esto permite valorar las condiciones a las que se encuentra la extremidad. Ver figura 6.

Figura 6

InMotion WRIST - InMotion ARM



Tomado de *InMotion WRIST*, 2023.

- “MyoPro” (MyoPro, 2021), se comercializa como un dispositivo de asistencia móvil para el uso diario; el objetivo de MyoPro es devolver la funcionalidad al brazo y la mano para permitir la ejecución de las tareas cotidianas, consta de un motor que hace la función del codo alimentado con una batería móvil, y se sujeta al brazo por medio de cintas con velcro las cuales van enganchadas al armazón hecho de plástico y un chasis de acero quirúrgico. Ver figura 7.

Figura 7

Asistente móvil MyoPro



Tomado de *Exoskeleton Catalog, Asistente móvil MyoPro, 2021*

- “Armeo® Power” (Pace & Mayton, 2023). Es un exoesqueleto robótico asistente diseñado para la rehabilitación de los brazos y manos; el dispositivo posee una capacidad intensiva de ejercicios para recuperar en menor tiempo las capacidades motoras, es adaptable a las condiciones de cada paciente teniendo en cuenta la restricción parcial del movimiento que posee la persona. Entre sus diferentes actividades de rehabilitación, se encuentra un panel interactivo donde la persona realiza su entrenamiento con diferentes juegos de habilidad, de esta manera la persona mejora rápidamente su fuerza y rango de movimiento de su extremidad afectada. Ver figura 8.

Figura 8

Asistencia de brazo robótico para ejercicios integrados de brazos y manos Armeo® Power.



Tomado de *Armeo® Power, 2023.*

2.2 Bases teóricas

2.2.1 Robots de Rehabilitación

Los robots de rehabilitación son dispositivos mecatrónicos diseñados para asistir en la recuperación física y funcional de personas con discapacidades motoras. Estos dispositivos utilizan tecnología robótica para proporcionar terapia física guiada y repetitiva, ayudando a mejorar la fuerza, la coordinación y el rango de movimiento en pacientes que han sufrido lesiones neuromusculares o eventos como accidentes cerebrovasculares. Su objetivo principal es facilitar y acelerar el proceso de rehabilitación, ofreciendo ejercicios controlados y personalizados para mejorar la calidad de vida y la independencia de los pacientes y se pueden clasificar en exoesqueletos y efector final.

2.2.2 Exoesqueleto

Los exoesqueletos mecánicos son similares a una armadura o a una especie de robot que se integra al cuerpo y proporciona habilidades que no tendría sin él; por ejemplo, la capacidad de caminar o moverse en ciertas condiciones y soportar una cierta cantidad de peso sin causar dolor de espalda. Los exoesqueletos pueden funcionar por sensores biométricos capaces de detectar señales del cerebro a los músculos, o mecanismos más sencillos, como los actuadores mecánicos que funcionan por medio de señales dadas por el operario o con un sistema de automatización que repite un ciclo.

En cuanto a los exoesqueletos, lo más común, es usarlos en medicina y rehabilitación. La idea original de los exoesqueletos era ayudar a las personas que habían sufrido algún tipo de accidente y necesitaban volver a caminar, los cuales se han perfeccionado a lo largo de los años y están diseñados específicamente para ayudar a las personas que han sufrido un ictus o tienen algún tipo de lesión y necesitan ayuda para recuperar la marcha o fortalecer sus músculos; los exoesqueletos infantiles son cada vez más frecuentes y pensados para niños afectados por atrofia muscular, los cuales son adaptados a su tamaño y necesidades, propiciando que los niños logren andar por primera vez (Corporativa, 2022).

2.2.3 Efector final

La mayor diferencia de los exoesqueletos con los efectores finales radica en que los exoesqueletos están montados en el cuerpo humano, ubicados normalmente en una superficie plana y los efectores finales son movimientos predeterminados que la máquina ejecuta y ayuda a mover las extremidades del paciente, normalmente la mano; su finalidad es la misma que los exoesqueletos médicos, la cual es la rehabilitación de los músculos por medio de los movimientos repetitivos.

2.3 Definición de términos básicos

2.3.1 Actuador

Un actuador es un dispositivo que convierte la energía en movimiento o que se utiliza para aplicar fuerza. El dispositivo toma energía de una determinada fuente y la convierte en el movimiento deseado. Los dos tipos de movimiento básico deseados son lineal y rotativo, pero también es común el movimiento oscilatorio.

Los actuadores lineales trabajan convirtiendo energía en movimientos lineales rectos, los cuales sirven para empujar o tirar. Los actuadores rotativos, por otro lado, convierten la energía en movimientos oscilatorios y se utilizan, en general, en distintas válvulas, como las de mariposa o de bola.

Los actuadores se utilizan típicamente en aplicaciones industriales y de manufactura. Dispositivos como válvulas, motores, interruptores y bombas dependen ampliamente de ellos. Cada tipo de actuador cuenta con distintas versiones y se ofrece en diferentes tamaños, estilos y modos de operación, de acuerdo con cada aplicación en específico.

2.3.2 Grados de Libertad

Los grados de libertad, también llamados DOF por sus siglas en inglés (degree of freedom) hacen referencia al número de movimientos independientes que se pueden realizar. En otras palabras,

un grado de libertad es la capacidad de moverse al largo de un eje o de rotar a lo largo de un eje. Por ejemplo, un automóvil posee 3 grados de libertad, dos de posición y uno de orientación.

Seis grados de libertad se refiere al movimiento en un espacio tridimensional, es decir, la capacidad de moverse hacia delante/atrás, arriba/abajo, izquierda/derecha, combinados con la rotación sobre tres ejes perpendiculares; El movimiento a lo largo de cada uno de los ejes es independiente de los otros, y cada uno es independiente de la rotación sobre cualquiera de los ejes; Los brazos de un Robot, a menudo son categorizados por sus grados de libertad (GRADOS DE LIBERTAD, 2017).

2.3.3 Interfaz y algoritmos de control

La interfaz y algoritmo de control hace referencia a las distintas formas en las cuales se comunica el control con las señales externas del usuario. Se clasifica de la siguiente forma:

- Estrategias de control basadas en señales del cuerpo humano, ya sean invasivas o no invasivas.
- Estrategias de control basadas en medición de fuerzas por interacción.
- Estrategias de control basadas en señales del exoesqueleto.

2.3.4 Ergonomía

Es una disciplina científica que estudia los datos biológicos y tecnológicos a fin de resolver los problemas de mutua adaptación con el medio que interactúa, en este caso la relación entre el hombre y la máquina. Su información proporciona las limitaciones de posturas, movimientos y formas corporales. En este último, identifica aspectos específicos tales como la gravedad, la inercia y las fuerzas que influyen sobre la postura tanto estática como dinámica (Ergonomía, 2018).

2.3.5 Rehabilitación

El fortalecimiento o rehabilitación muscular es un proceso que ayuda a recuperar las cualidades motoras de los músculos cuando estos se han debilitado a causa de una enfermedad, lesión,

inmovilización temporal, etc. para restablecer su estado habitual. Se basa en una serie de ejercicios, técnicas y tratamientos que ayudan a ganar fuerza y a mejorar, entre otros aspectos, la capacidad de contracción o la flexibilidad. Cada proceso de rehabilitación depende de diferentes factores como la gravedad de lesión o de si se tiene que recibir tratamiento quirúrgico. Uno de los grupos que más utiliza la rehabilitación son los deportistas, ya que son mucho más propensos a sufrir lesiones y, por lo tanto, están más familiarizados con los ejercicios y prácticas que se llevan a cabo durante este período (De Girodmedical, 2019).

- **Terapia pasiva:** Por tratamiento pasivo entendemos las técnicas que se realizan sin necesidad de movimiento voluntario del paciente. Si hay movimiento, es el fisioterapeuta el que moviliza o coloca los segmentos corporales, mientras que el paciente colabora, pero no tiene que participar (Pareja, 2017).
- **Terapia Activa:** En el tratamiento activo, se suelen realizar ejercicios o maniobras que implican la participación del paciente, que es el que realiza el movimiento. Por lo tanto, se requiere aprendizaje y participación del paciente (Pareja, 2017).

3. Anatomía De La Extremidad Superior

Con el objetivo de entender los movimientos anatómicos ejecutados por la extremidad superior resulta esencial explorar a fondo la funcionalidad de la estructura musculoesquelética del ser humano. El análisis se enfoca en las regiones de la mano, muñeca, antebrazo, codo y brazo. La compleja interacción de estos elementos contribuye a una amplia variedad de movimientos que son esenciales para diversas ocupaciones y actividades diarias.

Particularmente, la extremidad superior se halla anclada al hombro, desempeñando un papel crucial en la generación y control de movimientos. La articulación del hombro, junto con las conexiones entre los huesos del brazo y antebrazo, posibilita una extensa gama de gestos, desde la precisión

delicada hasta la fuerza bruta. Esta capacidad de movilidad proporciona a las personas la versatilidad necesaria para llevar a cabo tareas y laborales cotidianas con eficiencia.

La coordinación precisa entre músculos, tendones y huesos en estas áreas permite ejecutar los movimientos anatómicos, destacando la importancia de un enfoque integral al estudiar la biomecánica de la extremidad superior.

Este conocimiento no solo es esencial para profesionales de la salud y la anatomía, sinoque también resulta valioso para la biomecánica e ingeniería, contribuyendo a la creación, diseño y fabricación de prótesis y exoesqueletos, por tal motivo presentamos las articulaciones de interés para el desarrollo de este trabajo, así como también los grupos musculares más importantes quienes permiten el movimiento y son segmentos críticos en la pérdida del movimiento de la extremidad.

3.1 Estructura Articular Extremidad Superior

A nivel funcional el codo y la muñeca son articulaciones complejas que a su vez están complementadas por 4 articulaciones anatómicas la cual conforma 2 unidades funcionales:

- Húmero – Cubito y Radio
- Radio Y Cubito

3.1.1 Húmero – Cubito y Radio

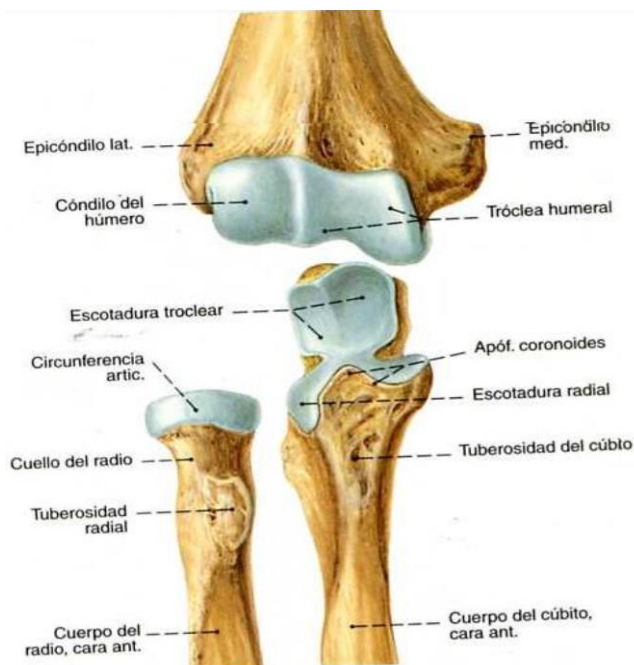
Se centra en los movimientos de flexión y extensión del codo. Este conjunto anatómico tiene dos articulaciones esenciales.

3.1.1.1 Articulación Humero Radial. El foco articular ocurre en el cóndilo del humero, es una pequeña superficie esférica donde se articula directamente la circunferencia proximal del radio, la anatomía del cóndilo permite el movimiento rotativo para la Pronación y supinación del antebrazo; ya que permite movimientos en dos ejes también cumple con la flexión y extensión del codo libremente. El conjunto muscular y los ligamentos presentes mantienen la posición correcta del radio en cada una de sus trayectorias.

3.1.1.2 Articulación Humero Cubital. La tróclea humeral a diferencia del cóndilo solamente permite un movimiento transversal del cubito, las escotaduras del humero tienen la anatomía perfecta para encajar y articular el humero y el radio al mismo tiempo permitiendo un movimiento dinámico natural para la flexión y extensión del codo, en este caso el radio tiene la capacidad de rotar longitudinalmente sobre el cubito y al mismo tiempo flexionar o extender el cubito.

Figura 9

Articulación Humero Cubital



Tomado de *Traumatismo de la región del codo y antebrazo*, (s.f)

3.1.2 Radio y Cubito

3.1.2.1 Articulación Radio Cubital Proximal. La unión presente entre la escotadura radial y la circunferencial articular del radio es el punto donde recae la rotación del radio, para que este se mantenga en su posición se encuentra el ligamento anular del radio que estabiliza la cabeza del radio y el ligamento cuadrado que es una banda fibrosa que se extiende desde el cuello del radio hasta la escotadura radial del cubito.

Figura 10

Articulación Radio Cubital Proximal



3.1.2.2. Articulación Radio Cubital Distal. El sistema articular distal funciona similar a la articulación proximal, se encuentra la circunferencia articular del cubito y la escotadura cubital del radio manteniendo posición de ambos huesos, en este caso aparece una fibra cartilaginosa que une los bordes interóseos del radio y del cubito por donde pasan principalmente arterias, también se encuentra con la articulación de la muñeca estableciendo movimientos radio cubitales distales con los carpos.

Figura 11

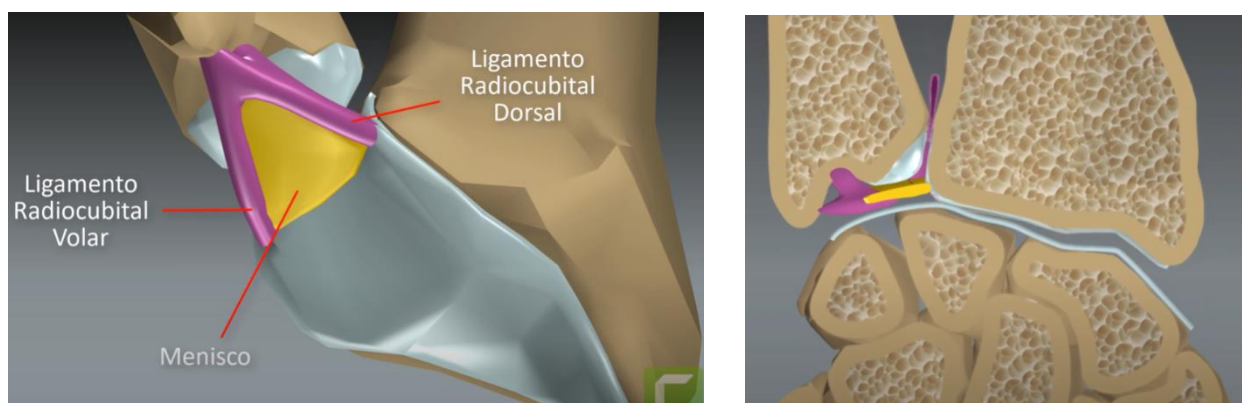
Articulación Radio Cubital distal



El disco articular es un ligamento fibrocartilaginoso que permite dos funciones principales, una de ellas es estabilizar el cubito y el radio evitando fricción y choque entre las cabezas de ambos huesos, la segunda tiene la capacidad de deformarse como una almohadilla elástica que articula la muñeca y los huesos carpianos en una pequeña recámara triangular con el espacio suficiente para permitir que la muñeca realice movimientos laterales.

Figura 12

Ligamentos Radiocubitales



3.2 Estructura Muscular Extremidad Superior

Las articulaciones son el conjunto de conexiones que existen entre los huesos, se unen de diversas maneras para permitir movimientos sencillos o complejos que cada ser humano puede realizar por sí mismo, los grupos musculares en este sentido son los tejidos más importantes del cuerpo ya que poseen la capacidad de sostener objetos, mantener la postura, desplazarse y realizar actividades en función de la necesidad de cada individuo.

Biológicamente los músculos son actuadores que se alimentan de gran cantidad de sustancias convirtiéndolas en energía mecánica; son quienes permiten la transmisión de energía y fuerza que se traduce finalmente en movimientos controlados y autónomos.

Los músculos tienen la responsabilidad de responder a los estímulos que el cerebro envía, ya sean voluntarios o involuntarios por gran cantidad de factores que interactúan y producen reacciones ya sean positivas o negativas.

Cuando existe reducción de movilidad se ve relacionado con afecciones en los diferentes grupos musculares que impiden los movimientos naturales del cuerpo dependiendo del nivel de espasticidad o contracción muscular que la persona ha sufrido, para el caso de estudio de los movimientos planteados los músculos presentes en la extremidad superior son el foco de atención ya que identificando la funcionalidad de cada uno de ellos se puede obtener información esencial para comprender los movimientos y también evitar prácticas no recomendadas en las terapias pasivas de los pacientes.

3.2.1 Músculos Anteriores Del Brazo

Dos de los tres músculos anteriores y flexores del brazo son importantes para el estudio debido a sus funciones específicas en los movimientos. El Bíceps Braquial y el Braquial Anterior son

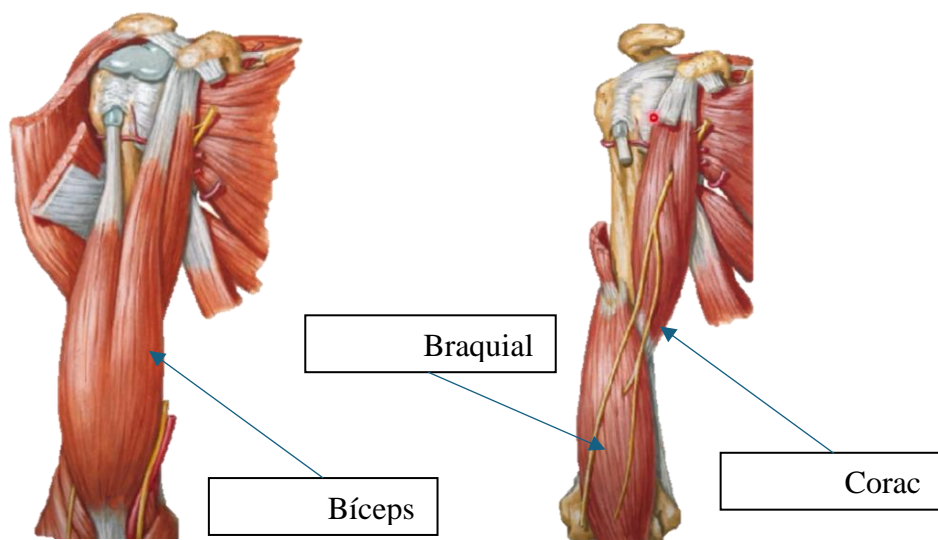
cruciales, mientras que el Coracobraquial, aunque se enfoca en la aducción del brazo, no interviene en el caso de estudio.

3.2.1.1 Bíceps Braquial. Musculo ubicado en la parte externa del brazo en la posición anterior, tiene dos orígenes distribuidos en la escapula y se inserta finalmente en la tuberosidad radial. El bíceps al ser un musculo flexor, al estar conectado directamente con el radio tiene dos funciones, flexiona el antebrazo desde la cabeza del radio y también está muy presente en la supinación del antebrazo al estar flexionado.

3.2.1.2 Bíceps Braquial Anterior. Este musculo tiene origen en la diáfisis del humero en la parte lateral y se desplaza insertándose en la apófisis coronoides del cubito (Ulna). Tiene como principal función al estar unido al cubito la flexión del antebrazo en conjunto con el Bíceps Braquial.

Figura 13

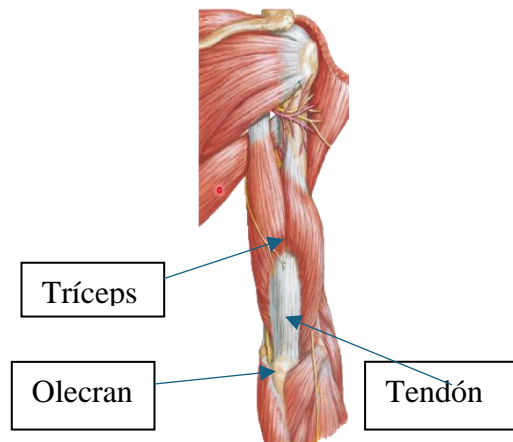
Biceps Braquial Anterior



3.2.2 *Músculos Posteriores Del Brazo*

Figura 14

Músculos posteriores del brazo



3.2.2.1 Tríceps Braquial. En la parte posterior del brazo se encuentra solamente un musculo bastante grande conocido como Tríceps Braquial, este musculo se encuentra ubicado en 3 orígenes, uno de ellos está en la escapula y los otros dos está distribuidos en el cuerpo del humero, el tríceps es la unión de 3 surcos musculares que tienen como única funcionalidad la extensión del antebrazo ya que se inserta finalmente en el olecranon del cubito por medio del tendón tricripital.

3.2.3 *Músculos Anteriores Del Antebrazo*

En el antebrazo en su parte anterior, se encuentran diversos grupos musculares responsables de ejecutar una variedad de movimientos complejos y esenciales para el ser humano. Estos músculos, junto con los ligamentos, en su mayoría se conectan a los huesos de la mano, incluyendo los carpianos, metacarpianos y falanges, formando la articulación más compleja de la extremidad superior. Estos grupos musculares controlan movimientos flexores de la mano y los dedos.

La integridad articular de la muñeca es de amplia atención ya que algún movimiento extremo, golpe o lesión provocaría daños irreparables disminuyendo gran capacidad de movimientos y de acciones indispensables para el ser humano.

Algunos de estos músculos tienen la función de movimientos como la pronación del antebrazo por lo que es de suma importancia conocer su anatomía y funcionamiento articular dinámico en la extremidad superior para respaldar la información y obtener mejores resultados en la investigación.

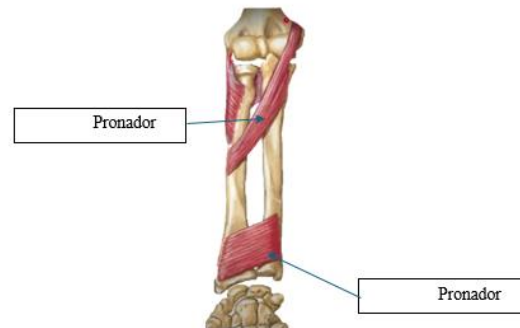
Se dividen en dos grupos:

3.2.3.1 Grupo Superficial. Está compuesto por el flexor radial del carpo, que permite la flexión y abducción de la mano; el palmar menor, que tensa la aponeurosis palmar; el flexor cubital del carpo, responsable de la flexión y abducción de la mano; el flexor común superficial de los dedos, que flexiona las falanges medias; y el pronador redondo, un músculo superficial que tiene dos orígenes, en el epicóndilo medial del húmero y en la apófisis coronoides del cúbito. Este músculo se inserta en el cuerpo del radio y su función principal es la pronación del radio, permitiendo llevar el pulgar hacia la zona medial del brazo, además de ayudar en la flexión del antebrazo.

3.2.3.2 Grupo Profundo. Está formado por el flexor común profundo de los dedos, que se encarga de la flexión de las falanges distales; el flexor largo del pulgar, responsable de la flexión de la falange distal del primer dedo; y el pronador cuadrado, que se origina en la cresta del pronador del cúbito, en la parte distal del antebrazo, y se inserta en la cara anterior del radio. Este músculo complementa al pronador redondo al contribuir al movimiento de pronación del radio durante su contracción.

Figura 15

Grupo Profundo



3.2.4 Músculos Posteriores Del Antebrazo

A diferencia del grupo muscular Anterior en la vista Posterior entre músculos superficiales y profundos se encuentran localizados 12 músculos diferentes que realizan principalmente movimientos extensores, abductores y supinadores. Resaltando la eficaz distribución y funcionamientos de músculos enfocados en el dedo pulgar y dedo meñique de la mano

3.2.4.1 Grupo Superficial. Está compuesto por el supinador largo, el extensor radial largo del carpo, el extensor radial corto del carpo, el extensor común de los dedos, el extensor del meñique, el extensor cubital del carpo, y el ancóneo. Todos estos músculos están involucrados en los movimientos de flexión y abducción de la mano

3.2.4.2 Grupo Profundo. Este grupo muscular prioriza las funciones que el dedo pulgar puede realizar, 3 músculos en simultáneo se encargan de los movimientos Extensores y abductores del pulgar, este dedo es fundamental para realizar la mayoría de las actividades las cuales requieren de agarre y sujeción de objetos, además de que logra ejecutar movimientos con una precisión muy alta en tareas complejas.

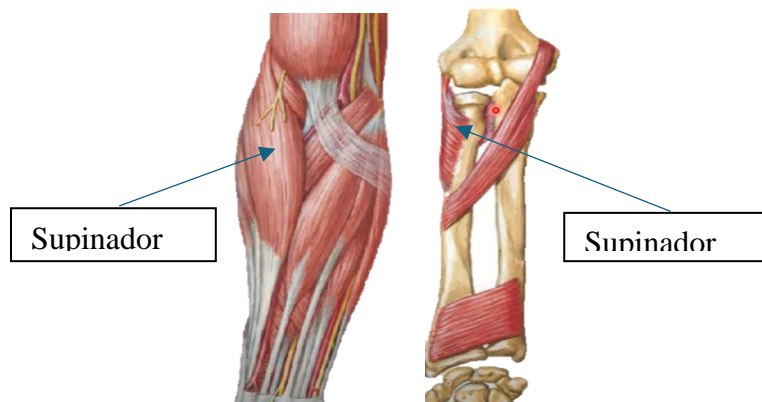
Está compuesto por el supinador largo, el extensor radial largo del carpo, el extensor radial corto del carpo, el extensor común de los dedos, el extensor del meñique, el extensor cubital del carpo

y el ancóneo. Todos estos músculos están involucrados en los movimientos de flexión y abducción de la mano.

Y también por el supinador corto, el cual es un complemento del supinador largo, ambos ejecutan el mismo movimiento de supinación, la única diferencia es que brinda mayor estabilidad en las actividades donde el antebrazo se encuentra flexionado, el supinador largo principalmente tiene origen desde el humero distal hasta el radio y el supinador corto tiene dos orígenes uno en el humero distal y el otro en el cubito para finalmente insertarse en el radio.

Figura 16

Grupo profundo II



4. Metodología

Proponemos una metodología de diseño centrada en el usuario, con énfasis en la seguridad y bienestar del paciente que utilizará el dispositivo. Esta metodología integra factores y parámetros de diseño alineados con la anatomía de la extremidad, con el objetivo de ofrecer ergonomía, comodidad y libertad de movimiento. El diseño debe optimizar el contacto entre la piel del paciente y los materiales del dispositivo, permitiendo así que los rangos de movimiento se realicen con precisión y control adecuado.

Es crucial identificar e integrar las secuencias de movimiento y los modelos terapéuticos que se emplearán en el prototipo del exoesqueleto, ya que esto influye directamente en el rendimiento esperado del dispositivo, así como en la elección de mecanismos, dispositivos y componentes que cumplan con los objetivos terapéuticos.

La calidad y durabilidad del prototipo son parámetros fundamentales para asegurar la integridad del dispositivo, previniendo fallos tanto durante como después de su operación. La selección de materiales adecuados no solo protege la durabilidad del dispositivo, sino también la seguridad del paciente.

El proceso de diseño se organiza en fases, permitiendo identificar de manera estructurada los requisitos funcionales y no funcionales del proyecto.

- Fase I: Parámetros de Diseño Anatómicos
- Fase II: Parámetros de Diseño Estructurales
- Fase III: Parámetros de Diseño Biomecánicos
- Fase IV: Proceso de Diseño
- Fase V: Alternativas De Diseño
- Fase VI: Diseño
- Fase VII: Sistema De Control
- Fase VIII: Fabricación, Construcción y Ensamble

4.1 Fase I. Parámetros De Diseño Anatómicos

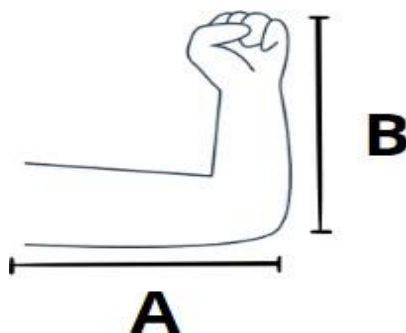
Basados en el estudio de la anatomía y biomecánica del miembro superior para establecer los movimientos del codo y la pronosupinación del antebrazo. En la fase I se determinarán parámetros básicos de diseño, los cuales consisten principalmente en las medidas y dimensiones del exoesqueleto dependientes de los parámetros dimensionales anatómicos de la extremidad superior para hombres y para mujeres. Factores físicos como distribución de carga y fuerza a ejercer también son un estudio clave para simplificar los métodos y mecanismos a utilizar.

4.1.1 Longitud Brazo y Antebrazo

Para la longitud del brazo se tomará el estudio ‘Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile’ (R. Ávila, 2015) (Avila, y otros, 2018); Se encuentran las medidas a personas entre los 18 a 90 años de hombres y mujeres, para el objetivo del proyecto se tomará los datos entre los 18 a 90 años, se desarrolló una tabla propia condensando los datos por el estudio. Ver figura 17 y tabla 1.

Figura 17

Longitud del Brazo y antebrazo



De la siguiente tabla donde se realizaron las medidas correspondientes de la extremidad superior, se extraen los valores medios de A y de B. Con el fin de identificar alguna diferencia o cambio drástico entre hombres y mujeres, se toman ambos valores para compararlos.

Tabla 1

Medidas correspondientes de la extremidad superior

Edad (años)	A - Masculino (cm)	B - Masculino (cm)	A - Femenino (cm)	B - Femenino (cm)
18	33	33,5	32	28
19-24	33	35,2	29	33,7
18-65	31,2	43,6	28,7	34,4
65-90	30,5	31,3	27,8	29,3
Media	31,925	35,9	29,375	31,35

Se eligen las medidas $A = 29,375$, correspondiente a las dimensiones del antebrazo en mujeres. Al comparar este resultado con el valor encontrado en hombres, la diferencia es muy mínima, por lo que no se considera necesario utilizar un dispositivo personalizado para cada sexo.

Para la medida $B = 35,9$, correspondiente a las dimensiones del brazo, se aplica la misma lógica. Diseñar un dispositivo con capacidades de adaptación es crucial al presentar la estructura del exoesqueleto. Además, esto permite la inclusión de terapias para la extremidad superior tanto en hombres como para mujeres.

4.1.2 Diámetro De Antebrazo

Figura 18

Diámetro del antebrazo



El diámetro de brazo y antebrazo son medidas que definen los parámetros dimensionales promedio para diseñar el prototipo de exoesqueleto, tenerlos en cuenta es crucial para asegurar que el dispositivo cumpla con las características básicas como factores de comodidad y ergonomía para el paciente.

Del documento anteriormente enunciado, se ha hecho un estudio a 509 miembros superiores de pacientes. Se encuentra que el diámetro oscila entre los 76,7 a 92,3 [mm]. En promedio el valor determinado fue para la medida C el valor de 84,4 [mm].

4.1.3 Diámetro De Brazo

El dato de la circunferencia del brazo se tomará del estudio realizado en la Universidad Nacional de Colombia, en el cual se midieron las dimensiones antropométricas de 1865 estudiantes, de los cuales el 51,7% fueron hombres. Este estudio, titulado 'Evaluación Antropométrica de Estudiantes Universitarios en Bogotá, Colombia' (Vargas, 2008) [26], fue llevado a cabo por la Facultad de Medicina entre 2001 y 2004.

Figura 19

Diámetro del brazo



El estudio concluye en que para hombres la circunferencia es de 31 [cm] en promedio y para mujeres es de 28 [cm], ambos datos serán tomados en cuenta para considerar que el dispositivo cumpla con los estándares ergonómicos para ambos sexos.

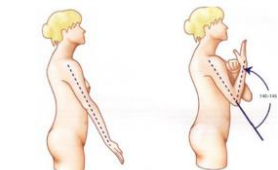
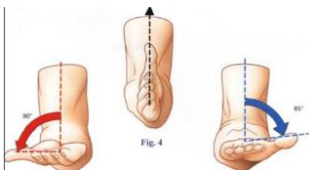
Además, también se calculó que el radio promedio a partir de la circunferencia hallada da como resultado que el diámetro oscila entre los 9 [cm] y los 10 [cm] tanto en hombres como en mujeres que corresponde a la medida D mostrada en la figura 19.

4.1.4 Rangos De Movimiento

Se determinan los rangos de movimiento de la extremidad superior en condiciones normales de funcionamiento en una persona. Dado que el proyecto se enfoca en los movimientos del brazo y antebrazo, se elabora una tabla que muestra los rangos anatómicamente permitidos.

Tabla 2

Rangos de movimiento de la extremidad superior

RANGOS DE MOVIMIENTO DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR	
ARTICULACIONES	GRADOS DE MOVILIDAD
<p>Flexión - Extensión Del Brazo</p> 	<p>0° (Totalmente Extendido) 150° (Totalmente Flexionado)</p>
<p>Prono-supinación Del Antebrazo</p> 	<p>Supinación (0° - 90°) Pronación (0° - 85°)</p>

4.2 Fase II. Parámetros De Diseño Estructurales

Basándonos en la revisión del estado del arte, es necesario extraer las principales características de los prototipos de exoesqueletos diseñados en los últimos años. El objetivo es identificar diversos factores funcionales comúnmente utilizados para tratar extremidades superiores con movilidad reducida, tales como el tipo de actuadores, los mecanismos de transmisión, y los materiales empleados. Además, se analizarán otros aspectos clave como la ergonomía, el control y la interfaz usuario-dispositivo, la portabilidad, la eficiencia energética, y la facilidad de uso. Esta información permitirá establecer un marco de referencia para el diseño y desarrollo de exoesqueletos más eficientes y adaptados a las necesidades de los usuarios.




Por medio de una tabla se enuncian las características principales para organizar la información y establecer mejores resultados en el diseño futuro del exoesqueleto.

4.2.1 Prototipos y Características Según Antecedentes

Tabla 3

Prototipos y características según antecedentes

EXOESQUELETO	FUNCIÓN	ACTUADORES	MECANISMOS
PROTOTIPO HOMBRO 	Rehabilitación del hombro, realiza movimientos: extensores, flectores, abductores, aductores.	3 Motores Eléctricos	Ejes de rotación directos en las articulaciones.
AMADEO 	Rehabilitación de mano y dedos, realiza movimientos: flectores y extensores de los dedos.	Motor Eléctrico	Motor eléctrico que acciona vialas para simular movimientos en los dedos y mano.
NX-A2 	Rehabilitación de brazo, antebrazo y muñeca.	Motores Eléctricos y Actuadores Hidráulicos	Accionamiento eléctrico para la muñeca y hombro, uso de hidráulicos para la flexión y extensión del codo
HAL 	Rehabilitación del codo.	Motores Eléctricos	Flexión y extensión del codo
HAND OF HOPE 	Rehabilitación de los dedos.	Actuadores Neumáticos	Cada actuador se encarga de abducción y la aducción de los dedos.

<p>INMOTION WRIST</p> 	<p>Rehabilitacion de la muñeca.</p>	<p>Motor Eléctrico</p>	<p>Cuenta con un único motor, conectado a una biela, el cual genera un movimiento circular, la mano del paciente está sujeta a la misma.</p>
<p>MYO PRO</p> 	<p>Rehabilitacion del brazo y dedos.</p>	<p>Motor Eléctrico y Actuadores Neúmaticos</p>	<p>El motor hace la función flexión-extensión del codo y los dos actuadores se encargan de mover los dedos índice y medio, para dar así la opción de sujeción.</p>
<p>ARMEO POWER</p> 	<p>Rehabilitacion del codo, muñeca y hombro.</p>	<p>Motores Eléctricos</p>	<p>Un motor hace la función flexión-extensión del codo, otro se encarga del movimiento de la muñeca y el último la función del hombro.</p>

Entre los accionamientos más comunes se encuentran los servomotores y los actuadores hidráulicos, son elementos que facilitan el control y la transmisión de potencia en los movimientos dispuestos para rehabilitación. Son alternativas que serán evaluadas para identificar cual es mejor opción para el prototipo de exoesqueleto. El detalle funcional y operativo es un factor clave para diseñar los sistemas de transmisión que serán utilizados. Los antecedentes en este caso amplían el rango de utilidad de las diferentes alternativas y cuál de ellas puede adaptarse mejor al objetivo del proyecto y a la parte del cuerpo que se quiere rehabilitar.

4.2.2 Actuadores y Generadores de Potencia

Tabla 4

Mecanismos utilizados en los exoesqueletos de brazo superior

Actuadores y Generadores de Potencia			
ELEMENTO	CARACTERISTICAS	VENTAJAS	DESVENTAJAS
MOTOR ELECTRICO 	El motor convierte la energía eléctrica en energía mecánica, su funcionamiento rotativo es de tipo continuo.	Diseño y operación simple, su costo no es muy alto y son de buena calidad.	Son dispositivos poco precisos, no están diseñados para aplicar control en su movimiento, su respuesta dinámica es lenta.
SERVO MOTOR 	Los servos al igual que los motores eléctricos convierten la energía eléctrica en energía mecánica, son dispositivos que cuentan con sensores y controladores para garantizar su uso y operación.	Control preciso de posición, velocidad y torque por medio de controladores integrados, cuentan con respuestas rápidas y versátiles.	Su operación es más compleja, se deben aplicar sistemas de control programable para garantizar su correcto uso o se podrían dañar, su costo es alto.
ACTUADOR NEUMATICO 	Son actuadores lineales que utilizan aire comprimido para generar movimiento.	Respuesta de movimiento y operación rápida, facilidad de instalación, y mantenimiento a costos bajos.	Su fuerza se limita por la compresión del aire, así como también su control puede variar volviéndolos menos eficientes en ciertas aplicaciones.
ACTUADOR HIDRAULICO 	Son actuadores lineales que utilizan líquidos hidráulicos (Aceite) para generar movimiento.	Soportan cargas muy altas, su control y precisión es muy bueno ya que el líquido es incompresible.	Son montajes pesados y con componentes adicionales para su operación, mantenimientos complejos.

4.2.3 Sistemas y Mecanismos De Transmisión

Tabla 5

Mecanismos utilizados para la transmisión de potencia

Sistemas y Mecanismos De Transmisión			
ELEMENTO	CARACTERISTICAS	VENTAJAS	DESVENTAJAS
BIELA ROTATIVA 	Elemento o palanca de transmisión utilizada para generar movimientos rotativos por medio de un motor o servomotor.	Permite aprovechar la fuerza y torque del motor directamente, también permite referenciar los rangos o ángulos del movimiento y conecta el motor a otras piezas adaptables.	Se debe utilizar una biela adecuada según sea la aplicación, dependiendo del tamaño de las piezas, peso y material a utilizar para evitar roturas.
ENGRANAJE -PIÑÓN 	Ruedas dentadas que permiten transmitir movimientos rotativos entre sí.	Permite una alta gama de relaciones de transmisión, donde se relacionan factores como: velocidad, torque, control del movimiento.	Pueden desgastarse si su aplicación genera altas cargas y vibraciones, pueden ser de alto costo dependiendo el material y la precisión de la aplicación.

Los actuadores y los mecanismos son elementos que se relacionan entre sí, su funcionamiento en conjunto debe permitir movimientos precisos y sincronizados, para esto se tienen en cuenta las siguientes características para su diseño:

- Compatibilidad del movimiento.
- Relación Fuerza – Velocidad.
- precisión y Control.
- Sincronización y Coordinación.
- Optimización Energética.
- Mantenimiento y Durabilidad.

Caracterizar los sistemas de transmisión y comprender su funcionamiento es esencial para definir los parámetros y restricciones fundamentales en el diseño de un exoesqueleto. Esto no solo garantiza la elección de piezas y elementos altamente compatibles, sino que también previene el uso

de componentes inadecuados que podrían incrementar el riesgo de fallos, crear concentraciones de esfuerzo, o conducir a la selección de materiales con propiedades inadecuadas, lo que podría afectar negativamente la eficiencia energética del dispositivo.

4.3 Fase III. Parámetros De Diseño Biomecánicos

El cuerpo humano se compone de diversos segmentos anatómicos que se extienden desde la cabeza hasta los pies, tal como se detalla en la tabla (). Fisiológicamente, el cuerpo está diseñado para mantenerse en equilibrio y soportarse a sí mismo mediante parámetros inerciales, que incluyen la localización de los centros de gravedad y la distribución del peso de cada segmento. Basándose en los estudios de Dempster (1955) y Clauser (1969), es posible realizar estimaciones precisas de la masa de cada segmento en relación con la masa total del individuo, utilizando un enfoque biomecánico coplanar. Además, las investigaciones de Drillis y Contini (1966) establecen una correlación entre la distancia del centro de gravedad de cada segmento y la estatura del individuo, proporcionando una base sólida para cálculos biomecánicos.

Tabla 6

Parámetros inerciales del cuerpo humano

PARAMETROS INERCIALES DEL CUERPO HUMANO			
SEGMENTOS	% MASA	% CG	% ESTATURA
Cabeza - Cuello	7.3%	46.40%	N/A
Tronco	50.7%	38.03%	28.8%
Brazo	2.6%	51.30%	18.6%
Antebrazo	1.6%	38.96%	14.6%
Mano	0.7%	82.00%	10.8%
Muslo	10.3%	37.19%	20.0%
Pantorrilla	4.3%	37.05%	28.5%
Pie	1.5%	44.90%	

En este sentido la tabla 6 muestra los resultados hallados para cada segmento por medio de mediciones y regresiones estadísticas realizadas a un grupo de personas.

Utilizando la información recolectada sobre los parámetros inerciales de cada segmento, es posible no solo determinar el peso, sino también identificar con precisión el punto de aplicación de dicho peso. Estos parámetros físicos son fundamentales para el desarrollo del proyecto, especialmente en relación con la extremidad superior. Dado que el exoesqueleto requerido debe incorporar mecanismos de potencia capaces de elevar los segmentos de la extremidad, esta información es clave para identificar los puntos de máxima carga soportada por el dispositivo, así como las cargas promedio a las que estará sometido.

4.3.1 Cargas Estáticas

A partir de los análisis estadísticos previamente recopilados, el objetivo es determinar el torque necesario que el exoesqueleto debe aplicar para levantar la carga del antebrazo y la mano. Además, dado que el exoesqueleto introduce un peso adicional, es crucial evaluar, mediante tablas de valores, los torques potenciales que se generarán y la potencia requerida. Esto debe hacerse considerando los parámetros inerciales y los factores externos que el dispositivo ejerce, lo que permitirá optimizar el diseño para asegurar que el exoesqueleto pueda operar eficientemente bajo las condiciones de carga esperadas.

Para comenzar con el cálculo de los parámetros inerciales, primero se definen los parámetros corporales de un individuo como se muestra en la figura 20 (Diego, s.f.), se evalúan 6 individuos con características de peso corporal y estatura diferentes para comparar y reconocer de qué manera varía los resultados y cuáles son los factores más representativos.

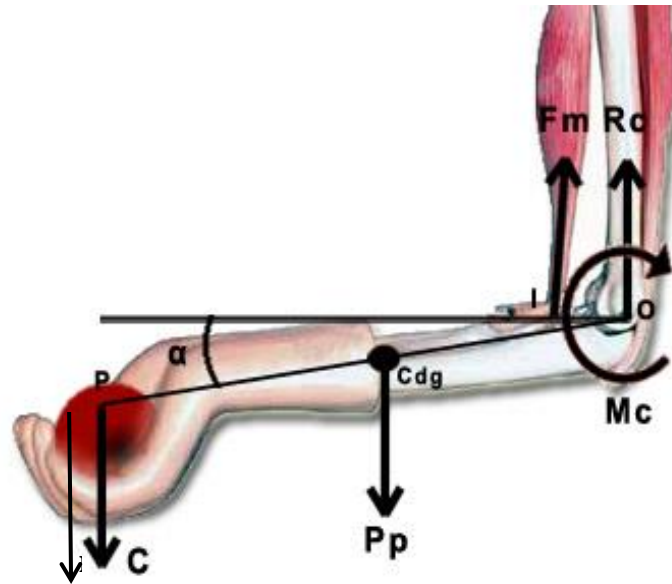
Tabla 7*Cargas estáticas*

PARAMETROS INERCIALES EXT. SUPERIOR			
	%MASA	%ESTATURA	%CG
MANO	0,70%	10,80%	82,00%
ANTEBRAZO	1,60%	14,60%	38,96%

RESULTADOS DE LOS PARAMETROS INERCIALES (PESO Y ALTURA CORPORAL)							
PESO PERSONA [Kg]	ALTURA PERSONA [m]	MASA MANO [Kg]	LONGITUD MANO [m]	CG MANO [m]	MASA ANTEBRAZO [Kg]	LONGITUD ANTEBRAZO [m]	CG ANTEBRAZO [m]
80	1,70	0,56	0,1836	0,150552	1,28	0,2482	0,09669872
65	1,65	0,455	0,1782	0,146124	1,04	0,2409	0,09385464
75	1,75	0,525	0,189	0,15498	1,2	0,2555	0,0995428
85	1,72	0,595	0,18576	0,1523232	1,36	0,25112	0,097836352
60	1,55	0,42	0,1674	0,137268	0,96	0,2263	0,08816648
70	1,80	0,49	0,1944	0,159408	1,12	0,2628	0,10238688

Basándose en la Tabla 7, se procede a desarrollar las ecuaciones estáticas correspondientes a la articulación del codo. En este proceso, se identifican gráficamente las fuerzas y las respectivas distancias a las que estas se aplican en relación con el punto de rotación. Posteriormente, se formulan las ecuaciones de equilibrio, incluyendo tanto la sumatoria de fuerzas como la sumatoria de momentos, para el punto en cuestión.

Este análisis se complementa con el Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) ilustrado en la Figura 20, el cual facilita la visualización de las fuerzas y momentos involucrados en el sistema.

Figura 20*Diagrama de cuerpo libre*

m_m = Masa de la Mano

P_p = Masa del Antebrazo

C = Carga Externa (Masa del Exoesqueleto Variable)

F_m = Fuerza del Bíceps

R_c = Fuerza en Y en el codo.

La Figura 20 ilustra la distribución de cargas a lo largo del brazo durante el movimiento de flexión-extensión del codo. Utilizando el Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) del antebrazo con apoyo en el codo, se calcula el torque generado en la articulación cuando el antebrazo se encuentra en una posición de 90° . En esta posición, se alcanza el torque máximo dentro del rango de movimiento del codo. Para este análisis, se considera que la fuerza muscular F_m (fuerza del bíceps) es nula [0 kg], lo

que implica que el antebrazo está sometido únicamente a la acción de la gravedad y a la carga que transporta, sin la influencia de una fuerza opuesta que contrarreste su trayectoria.

Tabla 8

Distribución de cargas a lo largo del brazo

RESULTADOS DE LOS ANALISIS ESTATICOS DEL MOVIMIENTO (FLEXION - EXTENSION DEL CODO)						
C [Kg]	Fm [Kg]	MASA MANO [Kg]	MASA ANTEBRAZO [Kg]	Rc [Kg]	Mc [Kg.m]	Mc [Kg.cm]
1,50	0	0,56	1,28	3,34	0,797075482	79,70754816
1,50	0	0,455	1,04	2,995	0,723704746	72,37047456
1,50	0	0,525	1,2	3,225	0,78495336	78,495336
1,50	0	0,595	1,36	3,455	0,823106143	82,31061427
1,50	0	0,42	0,96	2,88	0,687338381	68,73383808
1,50	0	0,49	1,12	3,11	0,771555226	77,15552256
					Mc Prom	76,46222227

RESULTADOS DE LOS ANALISIS ESTATICOS DEL MOVIMIENTO (FLEXION - EXTENSION DEL CODO)						
C [Kg]	Fm [Kg]	MASA MANO [Kg]	MASA ANTEBRAZO [Kg]	Rc [Kg]	Mc [Kg.m]	Mc [Kg.cm]
0,00	0	0,56	1,28	1,84	0,347075482	34,70754816
0,00	0	0,455	1,04	1,495	0,273704746	27,37047456
0,00	0	0,525	1,2	1,725	0,33495336	33,495336
0,00	0	0,595	1,36	1,955	0,373106143	37,31061427
0,00	0	0,42	0,96	1,38	0,237338381	23,73383808
0,00	0	0,49	1,12	1,61	0,321555226	32,15552256
					Mc Prom	31,46222227

Los cálculos estáticos de la tabla 8 realizados para cada individuo de la tabla 7, permiten determinar que el torque promedio en la articulación del codo, en ausencia de cargas externas, es de 31,46 [kg·cm]. Al aplicar una carga externa de 1,5 [kg], el torque aumenta significativamente, alcanzando un valor de 76,46 [kg·cm]. Este valor se utilizó como ejemplo práctico para evaluar el impacto del torque generado al considerar el peso de un exoesqueleto aplicado en una posición cercana a la mano. Se concluye que, a mayor distancia desde el punto de aplicación de la carga hasta la

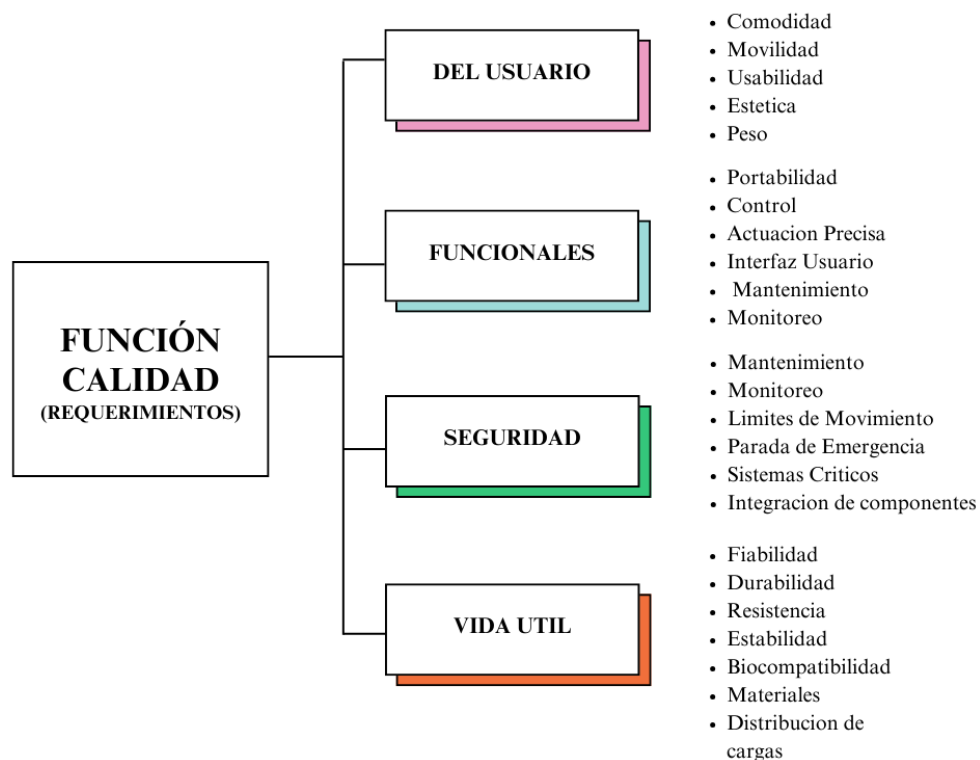
articulación del codo, mayor será el torque generado, lo que destaca la importancia de la longitud del brazo en el diseño de dispositivos biomecánicos, los actuadores a elegir deben igualar este torque para que cumpla con su función.

4.4 Fase IV. Proceso De Diseño

Se implementará un proceso metodológico estructurado mediante el uso de matrices de calidad a través de la herramienta QFD (Despliegue de la Función de Calidad). Este enfoque permitirá identificar y traducir tanto los requisitos técnicos a nivel de ingeniería como las necesidades del cliente o usuario en especificaciones de diseño. Con el objetivo de establecer el nivel de prioridad de los diferentes requerimientos, se evaluarán las características del producto en función de su relevancia para los objetivos del proyecto.

4.4.1 Requerimientos Del Sistema

El enfoque diseño-cliente permite identificar las características clave que satisfacen las necesidades del usuario durante la operación y el uso del dispositivo. Estas incluyen tanto las sensaciones funcionales como las estéticas que el exoesqueleto proporciona, las cuales se traducen en una serie de parámetros esenciales para mejorar la calidad y desempeño del dispositivo.

Figura 21*Requerimientos del sistema*

La figura 21 organiza los elementos principales para elaborar funciones de calidad (QFD), es una herramienta que ayuda a transformar las necesidades del usuario en requisitos técnicos específicos que el producto debe cumplir. Este esquema organiza esos requisitos, que son esenciales para asegurar que el exoesqueleto cumpla con las expectativas del usuario y los estándares de calidad. En una matriz QFD, cada uno de estos requerimientos se podría vincular a características técnicas del diseño del exoesqueleto, permitiendo priorizar los aspectos críticos para satisfacer las necesidades del usuario final y garantizar la seguridad y eficacia del dispositivo.

4.4.2 Despliegue De La Matriz De Calidad (QFD)

Para la elaboración de la matriz de calidad se usa la relación entre requerimientos del sistema y los elementos que el dispositivo de exoesqueleto posee.

Tabla 9

Matriz de calidad

MATRIZ DE CALIDAD (Quality Function Deployment)									
REQ. SISTEMA		ELEMENTOS							
		Materiales	Actuadores	Mecanismos	Sist. Sujeción	Ensam. Modular	Sist. Alimentación	Dimensiones	
DEL USUARIO	Comodidad	10	7	1	1	10	1	1	8
	Movilidad	9	9	5	4	9	1	1	3
	Peso	7	10	6	5	2	1	3	7
	Usabilidad	8	5	5	5	4	5	1	6
	Estética	6	8	1	1	1	4	1	1
FUNCIONALES	Portabilidad	7	1	4	6	2	8	1	9
	Actuación Precisa	10	1	10	9	4	1	1	5
	Eficiencia Energética	8	1	4	6	1	1	7	1
	Control	10	4	10	10	7	1	6	1
SEGURIDAD	Mantenimiento	7	6	9	10	5	10	2	1
	Sistemas Críticos	9	8	10	10	4	7	6	1
	Integración Comp.	8	6	4	7	5	9	1	1
	Rangos Movimiento	10	1	10	10	1	1	5	4
	Parada Emergencia	9	1	9	9	1	1	3	1
VIDA UTIL	Fiabilidad	10	8	10	10	8	9	9	1
	Durabilidad	8	7	8	10	5	7	8	1
	Resistencia	9	9	10	10	4	6	1	4
	Distribución Cargas	8	7	8	8	6	9	1	5
	Biocompatibilidad	6	5	1	1	1	1	1	1
	Estabilidad	7	9	10	10	10	8	1	6
RESULTADOS		921	1163	1214	775	732	524	556	

En la tabla 9 se presenta el esquema de la matriz QFD (Despliegue de la Función de Calidad), que utiliza un sistema numérico para evaluar cada elemento y requerimiento. Este sistema asigna un valor de 1 a 10, donde 1 indica la menor importancia y 10 la mayor. Para calcular los resultados, se

multiplican los valores asignados a los requerimientos por los valores asignados a los elementos, y luego se suman verticalmente los resultados para cada columna de elementos.

El propósito principal de la matriz de calidad es identificar los elementos más críticos que requieren mayor atención. A partir de los resultados obtenidos, se calcula un ponderado que permite establecer matrices de decisión para cada elemento. Este cálculo se ilustra en la tabla 10, donde se suman los resultados obtenidos y, a partir del valor total, se determina el peso o porcentaje de cada elemento en el diseño del dispositivo.

Tabla 10

Elementos más críticos

ELEMENTOS	RESULTADOS	% TOTAL
Mecanismos	1214	21%
Actuadores	1163	20%
Materiales	921	16%
Sist. Sujeción	775	13%
Ensam. Modular	732	12%
Dimensiones	556	9%
Sist. Alimentación	524	9%
TOTAL	5885	100%

Los porcentajes obtenidos son esenciales para comprender cómo se relacionan y distribuyen los diferentes sistemas del exoesqueleto y para identificar la función que cada uno representa dentro del sistema integrado. Esta información resalta la importancia de cada componente en el proceso de diseño.

El diseño y funcionamiento del exoesqueleto se fundamentan en tres aspectos clave: la configuración de mecanismos, la selección de componentes para la transmisión de potencia y los

factores estructurales, tales como la elección adecuada de materiales. A partir de los estudios presentados en las secciones 4.1 y 4.3, que abordan los parámetros estructurales y biomecánicos derivados de la revisión de antecedentes, se pueden elaborar matrices de decisión que faciliten la selección de las opciones más pertinentes y adecuadas para el diseño final del exoesqueleto.

4.4.3 Parámetros Funcionales

Es la capacidad del dispositivo para satisfacer las necesidades del usuario en donde se refleja su rendimiento y la calidad de interacción entre el exoesqueleto y el usuario con el fin de cumplir adecuadamente su función. A continuación, se presentan los parámetros más relevantes que definen el desempeño del dispositivo:

- **Rangos de movimiento:** El exoesqueleto debe permitir movimientos en las articulaciones clave (codo y muñeca) para cubrir la flexión-extensión y pronosupinación del antebrazo.
- **Precisión de los movimientos:** Capacidad de replicar movimientos controlados y suaves, sin brusquedad o retrasos, para asegurar una rehabilitación efectiva.
- **Fuerza aplicada:** El dispositivo debe generar la fuerza adecuada para asistir o resistir los movimientos del usuario según las necesidades terapéuticas.
- **Control adaptable:** El exoesqueleto debe contar con un sistema de control ajustable para adaptarse a diferentes niveles de fuerza y movimiento, dependiendo del estado de recuperación del usuario.
- **Ergonomía y ajuste:** El dispositivo debe adaptarse cómodamente a diferentes tamaños de usuarios, ofreciendo un ajuste preciso sin incomodidad.
- **Interfaz usuario-dispositivo:** Debería ser fácil de usar, preferiblemente con opciones de control intuitivo para facilitar la interacción del usuario con el sistema.
- **Retroalimentación sensorial:** Posibilidad de incluir sensores para monitorear el progreso del usuario y ajustar los parámetros en tiempo real.
- **Portabilidad:** Facilidad de movimiento con el dispositivo, evitando que sea voluminoso o restrinja movimientos adicionales no involucrados en la terapia.

- **Seguridad:** Mecanismos de seguridad que eviten el sobreesfuerzo, lesiones o malfuncionamientos, como límites de movimiento o apagado automático en caso de fallos.

4.4.4 Parámetros No Funcionales

A diferencia de los parámetros funcionales, estos se centran en la durabilidad y sostenibilidad del equipo. Aunque no afectan directamente el funcionamiento o rendimiento del dispositivo, son cruciales para garantizar la viabilidad de su construcción, tomando en cuenta aspectos como el entorno en el que se usará y la accesibilidad para el usuario.

- **Peso del dispositivo:** Debe ser liviano para no provocar fatiga adicional al usuario durante el uso prolongado.
- **Durabilidad y resistencia:** El exoesqueleto debe estar construido con materiales resistentes que soporten el uso continuo y repetitivo durante las sesiones de rehabilitación.
- **Estética y diseño:** El aspecto del dispositivo debe ser atractivo o al menos neutral, para no crear rechazo psicológico en el usuario.
- **Facilidad de mantenimiento:** El dispositivo debe permitir un mantenimiento simple y accesible, con piezas reemplazables y un bajo costo de reparación.
- **Costo de fabricación:** El diseño debe considerar la viabilidad económica, optimizando el uso de materiales y tecnología sin comprometer la funcionalidad.
- **Nivel de ruido:** El dispositivo debe operar de manera silenciosa para no generar molestias durante su uso.
- **Autonomía energética:** Debe contar con una batería de larga duración o un sistema de alimentación eficiente que permita su uso durante sesiones prolongadas sin necesidad de recarga constante.
- **Escalabilidad:** Posibilidad de adaptar el diseño a otras partes del cuerpo o a futuros avances tecnológicos.

4.4.5 Matrices De Decisión Por Elemento

Las matrices de decisión permiten establecer las principales características críticas para cada sistema, filtrando los parámetros funcionales y no funcionales del exoesqueleto. Esto facilita un mayor

nivel de detalle en el diseño, asegurando que el dispositivo cumpla con las propiedades necesarias para adaptarse y operar en conjunto, satisfaciendo tanto las necesidades del usuario como los parámetros esenciales para el correcto funcionamiento del dispositivo.

La metodología de evaluación de componentes implica la recopilación de los parámetros más críticos para cada matriz de decisión. Cada parámetro se califica en una escala de 5 a 10, donde 5 indica menor criticidad y 10 representa mayor criticidad. Posteriormente, cada componente se evalúa en una escala de 1 a 10, considerando su capacidad para cumplir con los parámetros establecidos. De este modo, se selecciona el componente con el puntaje más alto, asegurando que se elija el que mejor se ajuste a los criterios de funcionalidad y rendimiento.

4.4.5.1 Matriz (Actuadores). Los actuadores son dispositivos encargados de transmitir la potencia necesaria para cada movimiento del prototipo, es el componente más importante del proyecto, por lo que es necesario definir cuál es la mejor opción bajo criterios de selección, teniendo en cuenta el enfoque del proyecto y la funcionalidad del exoesqueleto para así lograr los objetivos mediante matrices de decisión. Entre los criterios de selección encontramos parámetros que dan forma al proyecto, ayudando a optimizar factores económicos y funcionales para hacer una selección viable de componentes.

Tabla 11*Matriz de decisión (actuadores)*

MATRÍZ DE DECISIÓN (ACTUADORES)							
PARAMETROS	Precisión de Movimiento	Fuerza Aplicada	Portabilidad	Seguridad	Facilidad Mantenimiento	Bajo Costo	RESULTADOS
ACTUADORES	10	9	6	10	7	5	
MOTOR ELECTRICO	5	8	7	5	4	6	272
ACT. NEUMATICO	7	10	5	7	8	2	326
ACT. HIDRAULICO	10	9	3	8	5	1	319
SERVO MOTOR	10	8	9	8	7	8	395

Por su desempeño en el control preciso de los movimientos y su relación costo-beneficio, el servomotor se presenta como una alternativa adecuada y segura para el diseño del exoesqueleto según la tabla 11. Este dispositivo compacto es capaz de proporcionar el par de torsión necesario para realizar las funciones requeridas, garantizando un funcionamiento eficiente y confiable. Aunque el control de los servomotores puede ser complejo, es factible desarrollar y aplicar secuencias de movimiento específicas que optimicen la rehabilitación de la extremidad superior. Además, los servomotores permiten una programación detallada y ajustes finos en tiempo real, lo que facilita la personalización de los ejercicios de rehabilitación y mejora la adaptabilidad del exoesqueleto a las necesidades individuales del paciente. Su capacidad para realizar movimientos precisos y su robustez contribuyen significativamente a la seguridad y eficacia del dispositivo, haciendo del servomotor una elección destacada en el diseño y funcionamiento del exoesqueleto.

4.4.5.2 Matriz (Mecanismos). El mecanismo de engranaje-piñón es la mejor opción si se busca precisión y seguridad, especialmente para el movimiento de pronosupinación del antebrazo. Este mecanismo ofrece un control exacto del ángulo de rotación, permitiendo una adaptación precisa a los movimientos específicos necesarios para la rehabilitación. La precisión y fiabilidad de los engranajes aseguran que el exoesqueleto pueda realizar movimientos rotacionales suaves y controlados, cruciales para una rehabilitación efectiva.

Tabla 12

Matriz de decisión (mecanismos)

MATRÍZ DE DECISIÓN (MECANISMOS)							
PARAMETROS	Precisión de Movimiento	Control de Fuerza	Portabilidad	Bajo Costo	Facilidad Mantenimiento	Seguridad	RESULTADOS
MECANISMOS	10	8	7	8	7	9	
BISAGRA - BIELA	9	7	9	9	10	10	441
CABLE - POLEA	6	8	6	5	7	8	327
ENGRANAJE - PIÑÓN	10	9	7	6	8	9	406
CADENA DE ESLABONES	5	6	5	4	7	6	268

Por otro lado, si el enfoque está en la flexión y extensión del codo, el mecanismo bisagra-biela es altamente compatible y seguro. Este diseño proporciona un movimiento más natural y simple de controlar, replicando la acción de la articulación del codo de manera eficiente. La simplicidad del mecanismo bisagra-biela facilita una integración directa con los motores o actuadores, lo que resulta en un funcionamiento fluido y predecible.

4.4.5.3 Matriz (Materiales). Para este caso la impresión 3D conocida como manufactura aditiva, es una opción sencilla para fabricar piezas con alto detalle por lo que diseñar estructuras con formas complejas y ergonómicas puede ser posible si se fabrican de esta manera. El material más común es el PLA.

Tabla 13

Matriz de materiales

MATRÍZ DE DECISIÓN (MATERIALES)						
PARAMETROS	Ligereza	Bajo Costo	Biocompatible	Fácil Mecanizado	Resistencia Mecánica	RESULTADOS
MATERIALES	8	7	6	9	10	
ALUMINIO	7	6	6	8	6	242
ACERO INOXIDABLE	5	8	5	5	8	235
TITANIO	9	4	9	5	9	280
IMPRESION 3D (PLA)	9	9	7	9	5	283

El PLA es un polímero biodegradable y termoplástico empleado en la impresión 3D, es un material con propiedades mecánicas viables para la fabricación de proyectos, especialmente de biomecánica, diseño de prototipos y mecanismos. El PLA es muy resistente, rígido y se caracteriza por ser muy liviano. Existen diversas impresoras 3D, son máquinas eficaces para fabricar piezas de gran calidad estructural, visual y con buenos acabados. Dependiendo del tamaño de la pieza, es el tiempo de fabricación, puede tardar unos pocos minutos o hasta más de 5 horas en piezas grandes.

El material PLA es de bajo costo, se vende por rollos de hasta 1 kg que no superan los 100.000 \$ pesos, no requiere de trabajo pesado, la impresora tiene la capacidad de ahorrar material dependiendo de la densidad que se le ponga a la pieza, la impresión 3D es una alternativa muy buena para adquirir piezas, ensamblarlas y ser usadas al instante.

4.4.5.6 Matriz (Sistemas Sujeción). Los arneses de velcro y las hombreras juegan un papel crucial en la distribución uniforme de las cargas sobre las superficies de la extremidad superior. Estos elementos están diseñados para ofrecer el máximo confort al paciente, adaptándose a diversas anatomías y mejorando la movilidad y la interacción entre el exoesqueleto y el usuario. Gracias a estas características, se facilita la realización de movimientos naturales y controlados.

Tabla 14

Matriz de decisión (sujeción)

MATRÍZ DE DECISIÓN (SUJECION)						
PARAMETROS	Sujeción	Ergonomía	Bajo Costo	Facilidad de Uso	Adaptabilidad	RESULTADOS
SUJECION	10	9	7	8	9	
MANGAS NEOPRENO	7	6	6	8	7	293
ARNES DE VELCRO	9	8	6	10	9	365
CORREAS Y HEBILLA	8	6	9	9	8	341

El ajuste adecuado del arnés es fundamental para la eficacia del sistema de sujeción. Generalmente, estos dispositivos son fáciles de usar y proporcionan una sujeción segura. Sin embargo, el velcro puede no ser completamente resistente ni rígido, lo que podría provocar movimientos

incómodos o indeseados durante la operación del exoesqueleto. Para mitigar este problema, se puede diseñar una hombrera utilizando materiales más rígidos y duraderos, como cuero o tejidos no elásticos.

Por otro lado, las correas son comúnmente utilizadas como elementos de fijación en diversos dispositivos. Su simplicidad y seguridad las hacen adecuadas para el exoesqueleto, ya que permiten fijar estructuras al brazo de manera efectiva, brindando una mayor estabilidad y seguridad durante el uso del dispositivo.

4.4.5.7 Matriz (Alimentación). La selección del sistema de alimentación es un factor clave para asegurar el correcto funcionamiento de los servomotores, ya que este provee la energía necesaria para operar los componentes electrónicos del exoesqueleto. Una alimentación adecuada no solo mejora la confiabilidad, sino que también garantiza la seguridad del dispositivo. Para el desarrollo de este proyecto, se han considerado una serie de características fundamentales que han guiado el proceso de selección en función de los requerimientos específicos del exoesqueleto.

Uno de los aspectos más importantes es la portabilidad y la gestión eficiente de la energía, ya que el dispositivo está destinado a ser utilizado en entornos de rehabilitación, donde la movilidad del usuario es esencial. Aunque existen múltiples opciones viables de alimentación, se prioriza un sistema que brinde la máxima autonomía al dispositivo, garantizando un rendimiento óptimo a un costo accesible. Por esta razón, se ha decidido que las baterías recargables son la mejor opción, ya que cumplen con los requisitos mínimos para demostrar el funcionamiento del prototipo de exoesqueleto. Estas baterías permiten un uso prolongado sin necesidad de conexión constante a una fuente fija de energía, lo que facilita su uso en un entorno clínico o doméstico, proporcionando libertad de movimiento al usuario sin comprometer la seguridad o funcionalidad del dispositivo.

Además, el uso de baterías recargables reduce el costo a largo plazo y facilita la recarga rápida, lo que asegura que el exoesqueleto esté siempre disponible para su uso, maximizando su eficiencia y durabilidad en el proceso de rehabilitación.

Tabla 15

Matriz de decisión alimentación

MATRÍZ DE DECISIÓN (ALIMENTACION)						
PARAMETROS	Bajo Peso	Bajo Costo	Portabilidad	Facilidad de Uso	Gestión de Control	RESULTADOS
ALIMENTACION	8	7	8	9	10	
CARGADOR PARED	9	8	6	6	7	300
FUENTE CC	6	5	5	8	10	295
BATERIA RECARGABLE	9	6	9	7	8	329

4.5 Fase V. Alternativas De Diseño

Esta fase es fundamental para definir los componentes y mecanismos más adecuados para el diseño del exoesqueleto. Basándose en los resultados obtenidos de las matrices de decisión, se proponen diversas alternativas que cumplen con los requisitos y expectativas del proyecto. Cada una de estas opciones es cuidadosamente evaluada en función de sus características técnicas, funcionales y de costo, garantizando que el diseño final optimice el desempeño del dispositivo.

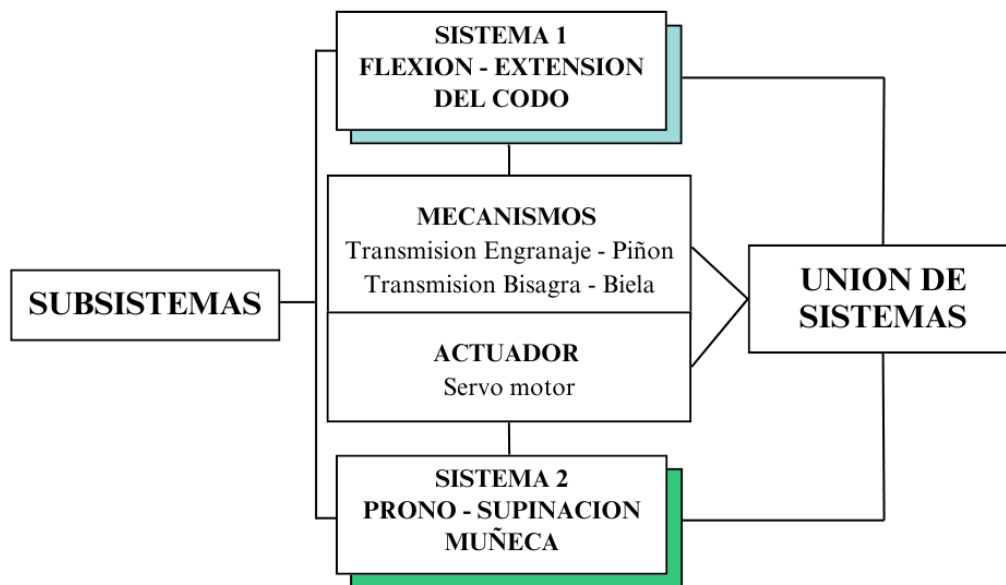
Además, en esta fase se analizan los requerimientos más importantes de cada alternativa, como el rendimiento mecánico, la durabilidad, la ergonomía, la seguridad, y la compatibilidad con los

sistemas de control. Esto permite establecer una base sólida para la toma de decisiones informadas sobre el prototipo que será construido posteriormente.

4.5.1 Diseño Conceptual Por Subsistemas

Figura 22

Subsistemas



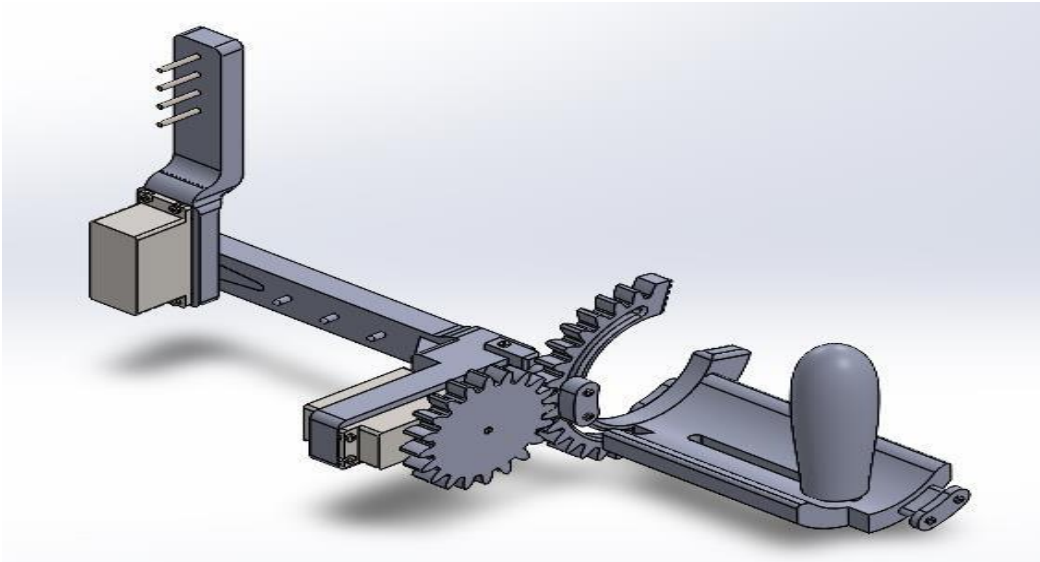
El exoesqueleto se construye a partir de 2 sistemas principales, el SISTEMA 1 se encarga del movimiento flexión – extensión del codo y el SISTEMA 2 se encarga del movimiento de prono – supinación del antebrazo. Los mecanismos y actuadores más viables para el proyecto se han definido por medio de matrices de decisión por lo que se diseña con ayuda el software SOLIDWORKS alternativas con respecto a estas características.

4.5.2 Alternativa #1

La primera alternativa propone la integración de ambos mecanismos diseñados para facilitar los movimientos de flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo. Este diseño aprovecha los accesorios estándar que vienen con los servomotores, lo que simplifica el proceso de montaje y reduce los costos asociados con la personalización de piezas.

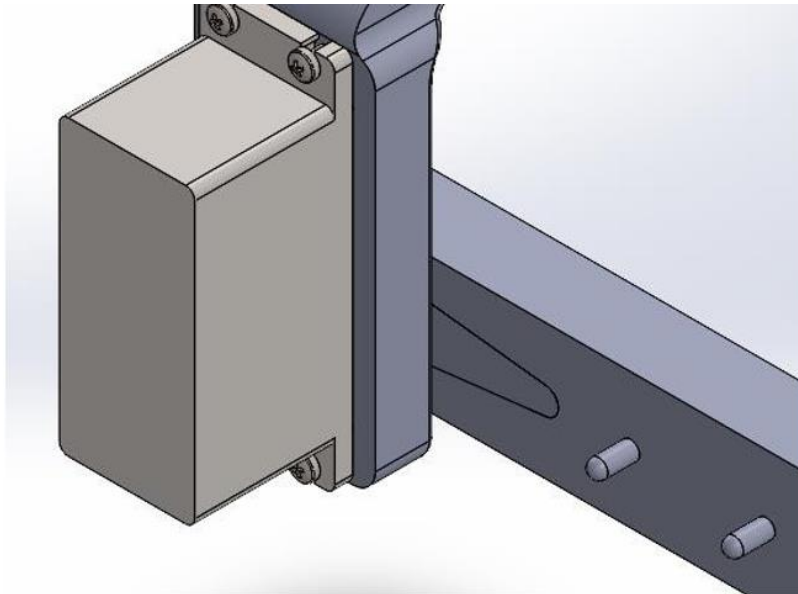
El exoesqueleto se ha concebido con un enfoque claro en la ergonomía, asegurando que tanto el antebrazo como la muñeca del usuario mantengan una posición cómoda y natural durante el uso. Además, se han incorporado elementos de fijación ajustables que aseguran una sujeción firme al brazo, pero que al mismo tiempo permiten libertad de movimiento sin causar molestias. Estos elementos ayudan a que los movimientos generados por los actuadores y mecanismos se perciban de manera más natural, respetando **las trayectorias anatómicas** del cuerpo.

Este diseño no solo mejora la comodidad del usuario, sino que también optimiza la interacción entre el sistema mecánico del exoesqueleto y las articulaciones humanas, lo que resulta en un funcionamiento más suave y eficiente, con mayor potencial para rehabilitación asistida.

Figura 23*Diseño de alternativa 1*

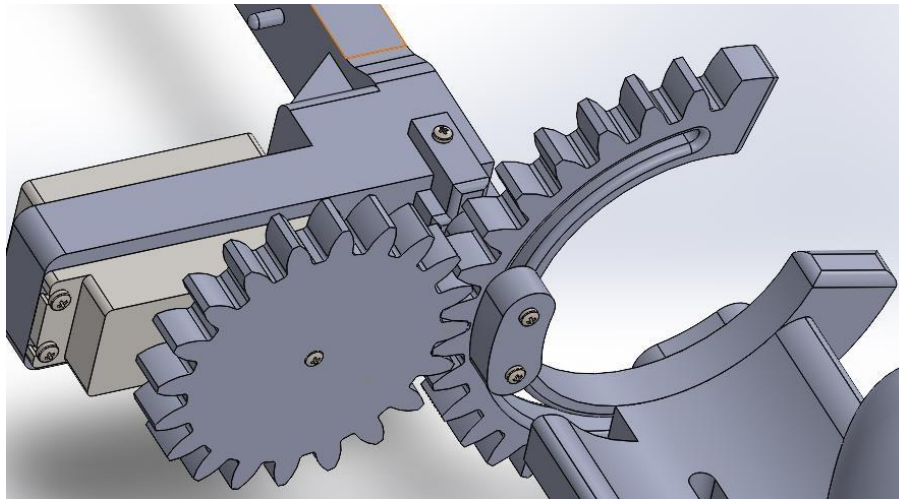
La transmisión de potencia en el SISTEMA 1 se realiza mediante una biela acoplada directamente al eje del servomotor. Esta biela encaja con precisión en la cavidad de una pieza guía que orienta el movimiento del antebrazo y lo fija adecuadamente a las paredes internas del exoesqueleto.

El movimiento generado por el servomotor permite que la flexión y extensión del codo se ejecute de manera controlada, siguiendo directamente el eje de la articulación.

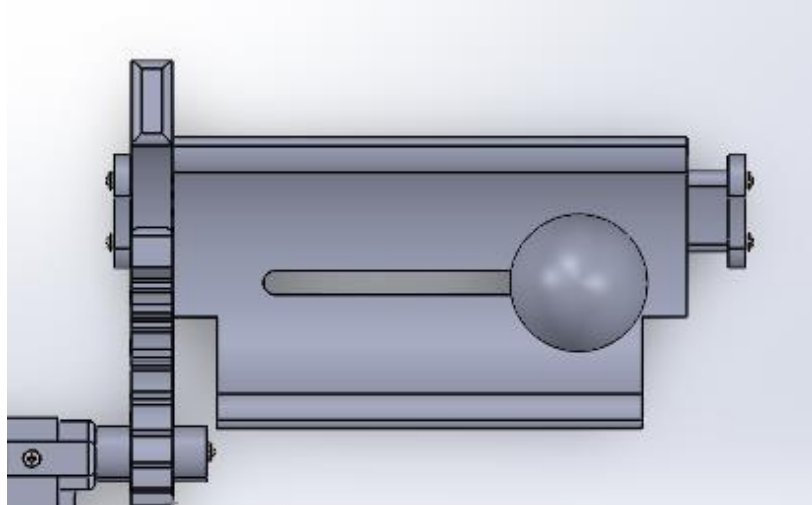
Figura 24*Ajuste de piezas*

Como se ilustra en la figura 24, las piezas del sistema están diseñadas para ajustarse con precisión a cada uno de los componentes externos del exoesqueleto. Este enfoque asegura que cada elemento quede firmemente en su posición, adaptándose perfectamente a los movimientos requeridos y garantizando la seguridad durante su operación. El servomotor se monta en un soporte especialmente diseñado para el brazo, que se fija mediante tornillos para una instalación robusta y segura.

La transmisión de potencia del SISTEMA 2, es realizada por medio de engranajes los cuales se encargan de girar uno sobre otro garantizando un movimiento suave y fluido para la articulación de la muñeca, en este caso se diseña la relación de engranajes para que alcance los grados de movimiento correspondientes a la prono – supinación. Es un sistema complejo pero funcional que recae directamente en la muñeca ya que la mano pasa por el centro del engranaje mayor como se muestra en la figura 25, para asegurar de esta manera que se transmita el movimiento angular de la transmisión hacia la muñeca del paciente.

Figura 25*Engranajes*

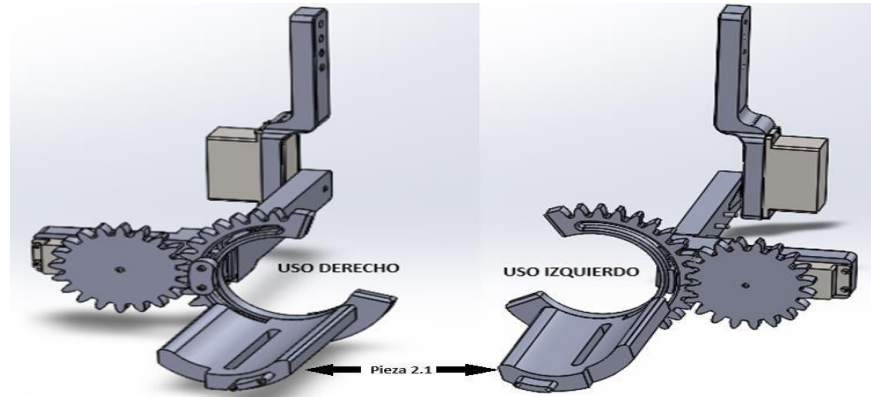
Para completar la trayectoria de movimiento de la extremidad superior y garantizar una sujeción firme entre el exoesqueleto y el brazo, se ha diseñado un soporte guía con un mango ergonómico. Este mango es una pieza crucial, ya que es donde se recibe el movimiento generado por los engranajes, permitiendo que el paciente lo sujete firmemente para que la muñeca comience a rotar. Además, este mango cuenta con una guía ajustable, lo que permite adaptarse a las diferentes longitudes del brazo de cada paciente, como se muestra en la figura 26.

Figura 26*Guía ajustable*

El diseño del prototipo se ha concebido para ser multifuncional, de modo que pueda adaptarse tanto al brazo izquierdo como al derecho del paciente. La estructura del exoesqueleto incluye piezas que pueden ensamblarse y retirarse fácilmente, lo que permite invertir algunas de ellas para crear un efecto espejo y así no limitar su uso a una sola extremidad. Este enfoque versátil asegura que el dispositivo sea adecuado para una amplia gama de usuarios y facilita su utilización en distintos contextos de rehabilitación.

Figura 27

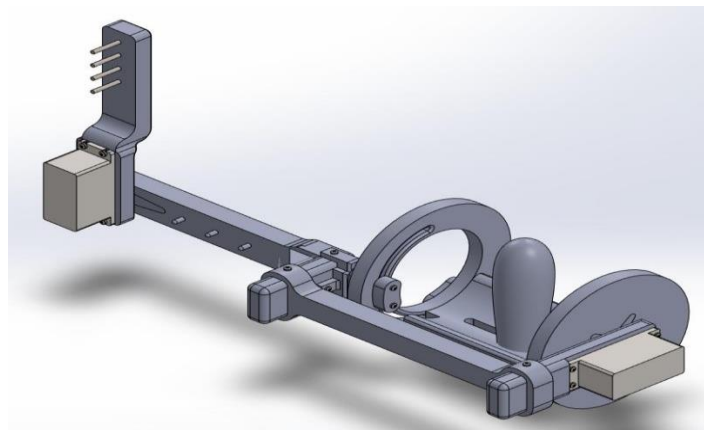
Diseño del prototipo

**4.5.3 Alternativa #2**

Esta alternativa es una variante de la alternativa #1 pero cambiando el tren de engranajes por un sistema de motor directo, el prototipo cuenta con un sistema de adaptación al largo del antebrazo, posee integridad estructural, y comodidad al usuario.

Figura 28

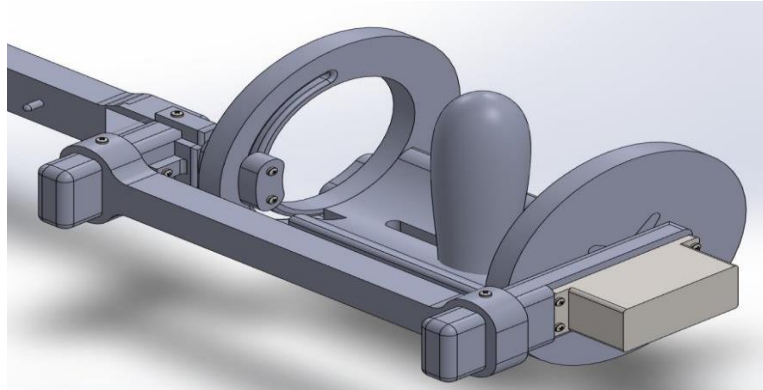
Diseño Alternativa 2



Dado que el uso de un motor directo para el movimiento de flexión-extensión del codo se considera la mejor opción, el mecanismo se mantiene sin cambios y funciona de manera idéntica a la Alternativa #1.

Figura 29

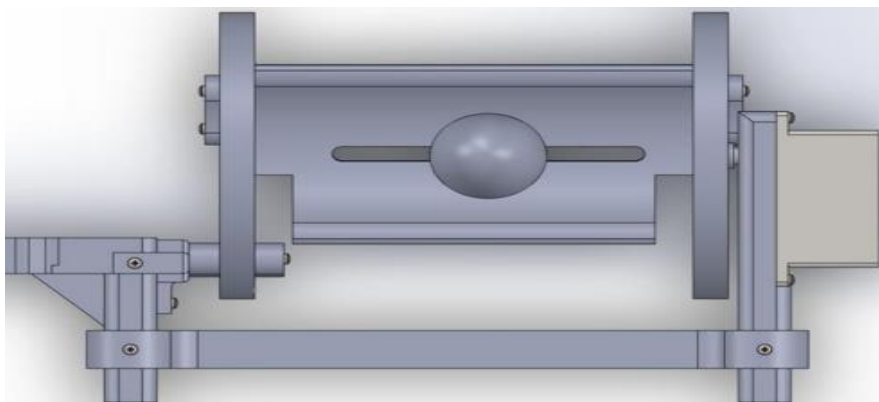
Diseño alternativa 2



Para la transmisión de potencia en el SISTEMA 2, se plantea la implementación de un método que conecte el servomotor directamente al eje de rotación del antebrazo del paciente. Este enfoque permite una fijación más firme del exoesqueleto, mediante una estructura fija que se conecta a las ruedas giratorias, proporcionando mayor estabilidad a la mano, la cual se apoya sobre la estructura guía del mango.

Figura 30

Método planteado



Este método no solo es más sencillo de construir, sino que también ofrece los mismos beneficios ergonómicos que la alternativa anterior. El diseño incluye el mismo mango ajustable, permitiendo una adaptación dimensional precisa a la extremidad de cualquier paciente, asegurando comodidad y un ajuste adecuado durante el proceso de rehabilitación.

Los diseños presentados han sido desarrollados con base en la información recolectada durante la Fase Metodológica IV, tomando en cuenta todos los parámetros y requisitos funcionales que cumplen con las necesidades del cliente. Además, se han considerado los resultados de las matrices de decisión, las cuales han sido fundamentales para identificar los mecanismos más adecuados, los dispositivos correctos, las estructuras anatómicas relevantes, los sistemas de sujeción, y los estándares de seguridad necesarios. Estas alternativas representan las mejores opciones para garantizar un funcionamiento eficaz en la construcción del exoesqueleto.

4.6 Fase VI. Diseño y desarrollo

Cada componente es esencial para garantizar el correcto funcionamiento del exoesqueleto. En esta fase, se lleva a cabo una búsqueda exhaustiva de los posibles dispositivos y componentes que puedan incorporarse al diseño, con el fin de optimizar la experiencia del usuario y mejorar las condiciones operativas del exoesqueleto.

Durante esta etapa, se revisan y retroalimentan las alternativas previamente propuestas para identificar cuál de los diseños posee las mejores características de funcionalidad. Los requerimientos del usuario son evaluados a través de los porcentajes obtenidos en la matriz de calidad QFD, lo que permite seleccionar las opciones que mejor se alinean con las necesidades y expectativas del cliente. Esta evaluación asegura que el exoesqueleto no solo sea eficiente, ergonómico y resistente desde el punto de vista técnico, sino que también ofrezca una experiencia cómoda y segura para el usuario durante su uso.

Se elabora una matriz final con el objetivo de determinar qué modelo se implementará en el proceso de diseño y construcción del exoesqueleto. En esta matriz, se analiza la viabilidad del prototipo considerando los elementos identificados en las matrices de decisión anteriores. En ella, se especifican todos los componentes que formarán parte del diseño, como los componentes eléctricos, mecanismos, actuadores, sistemas de sujeción, y otros elementos clave.

La siguiente tabla 16, presenta de manera organizada los dispositivos que se tendrán en cuenta para los prototipos seleccionados. Algunos de estos dispositivos ya han sido definidos en las alternativas previas, mientras que otros serán desarrollados a lo largo del proceso de construcción. Este enfoque asegura una planificación exhaustiva que facilita la implementación eficiente de cada componente en el diseño final del exoesqueleto.

Tabla 16

Elementos del diseño

ELEMENTOS DEL DISEÑO
ACTUADORES
Servo Motores
MATERIALES
Impresión 3D (PLA)
ALIMENTACION
Batería Recargable
MECANISMOS
Engranaje - Piñón
Bisagra - Biela
SUJECIONES
Arnés De Velcro
Correas De Hebilla

La Figura 17 muestra la matriz de decisión diseñada para evaluar las diferentes alternativas en el desarrollo del prototipo de exoesqueleto. En esta matriz, se incluyen los elementos clave que estarán presentes en el diseño, y se analizan los parámetros más importantes de cada sistema.

Cada sistema (mecanismos, actuadores, materiales, sistemas de sujeción, entre otros) fue calificado en función de requerimientos críticos, como la distribución de cargas, rango de movimiento, mantenimiento, y estabilidad. Estas calificaciones van del 1 al 5, donde 1 representa el valor más bajo y 5 el más alto. Adicionalmente, se aplicaron porcentajes a cada parámetro, los cuales reflejan el peso relativo de su criticidad en el diseño general del exoesqueleto.

Tabla 17

Matriz de decisión (alternativas)

MATRÍZ DE DECISIÓN (ALTERNATIVAS)						
ALTERNATIVAS ELEMENTOS	PORCENTAJES %	PARAMETROS	ALTERNATIVA #1		ALTERNATIVA #2	
			CALIF.	% POND.	CALIF.	% POND.
MECANISMOS	21%	Dist. Cargas Rangos Mov. Mantenimiento Estabilidad	5 3 5 4	0,8925	4 5 5 4	0,945
ACTUADORES	20%	Portabilidad Mantenimiento Act. Precision Sist. Criticos	5 4 5 4	0,9	5 4 5 3	0,85
MATERIALES	16%	Dist. Cargas Estabilidad Resistencia Int. Componentes	5 4 5 5	0,76	3 5 4 5	0,68
SIST. SUJECION	13%	Movilidad Resistencia Estetica Fiabilidad	5 4 5 5	0,6175	5 4 4 4	0,5525
ENSAM. MODULAR	12%	Int. Componentes Dist. Cargas Mantenimiento Sist. Criticos	5 5 5 4	0,57	4 3 4 5	0,48
AJUSTE DIMENSIONAL	9%	Ergonomia Comodidad Usabilidad	4 4 5	0,39	4 5 5	0,42
SIST. ALIMENTACION	9%	Durabilidad Portabilidad Eficiencia Energ.	5 5 5	0,45	5 5 5	0,45
TOTAL	100%	RESULTADOS	4,58		4,38	

4.6.1 Análisis Técnico (*Matriz De Alternativas*)

La matriz pondera cada alternativa, otorgando un puntaje total que permite identificar cuál de los modelos es más viable y funcional según los requisitos establecidos. La Alternativa #1 obtuvo un puntaje total de 4,58, siendo ligeramente superior a la Alternativa #2, que alcanzó un 4,38, lo que la convierte en la opción óptima para el diseño final del exoesqueleto. Este análisis garantiza que el prototipo final cumpla con los estándares de seguridad, funcionalidad y ergonomía requeridos para un desempeño óptimo.

- Mecanismos (21%): Es el elemento más crítico, con una alta ponderación. La Alternativa #2 obtiene una puntuación superior (0.945), superando a la Alternativa #1 (0.8925) debido a su mejor rendimiento en rangos de movimiento.
- Actuadores (20%): En este caso, la Alternativa #1 tiene una ligera ventaja (0.9 frente a 0.85), lo que indica que es más adecuada en términos de portabilidad, mantenimiento y precisión en la activación.
- Materiales (16%): La Alternativa #1 es superior en este aspecto con una puntuación de 0.76, principalmente por su mejor desempeño en distribución de cargas, estabilidad y resistencia.
- Sistema de sujeción (13%): Ambos sistemas son similares en cuanto a movilidad y estética, pero la Alternativa #1 recibe una mejor calificación (0.6175) debido a una mayor fiabilidad, mientras que la Alternativa #2 tiene una puntuación ligeramente inferior (0.5525).
- Ensamblaje modular (12%): En términos de integración de componentes y facilidad de mantenimiento, la Alternativa #1 también se destaca con 0.57, mientras que la Alternativa #2 se queda en 0.48, posiblemente por una mayor complejidad en modularidad de su diseño.
- Ajuste dimensional (9%): Ambos diseños se evalúan de manera similar en cuanto a ergonomía y comodidad, aunque la Alternativa #2 tiene una ligera ventaja en usabilidad (0.42 frente a 0.39).
- Sistema de alimentación (9%): Las dos alternativas tienen una evaluación idéntica en este aspecto, con una puntuación ponderada de 0.45, lo que sugiere que ambos sistemas de alimentación ofrecen durabilidad, portabilidad y eficiencia energética comparables.

Se concluye que la Alternativa #1 es la opción más adecuada para el diseño del exoesqueleto, con un puntaje ponderado final de 4.58, superando a la Alternativa #2, que obtuvo 4.38. Aunque ambas alternativas son viables, la Alternativa #1 se destaca en la mayoría de los parámetros críticos, especialmente en el uso de materiales, sistemas de sujeción, y modularidad, lo que la convierte en la mejor opción para avanzar en la fase de diseño y construcción.

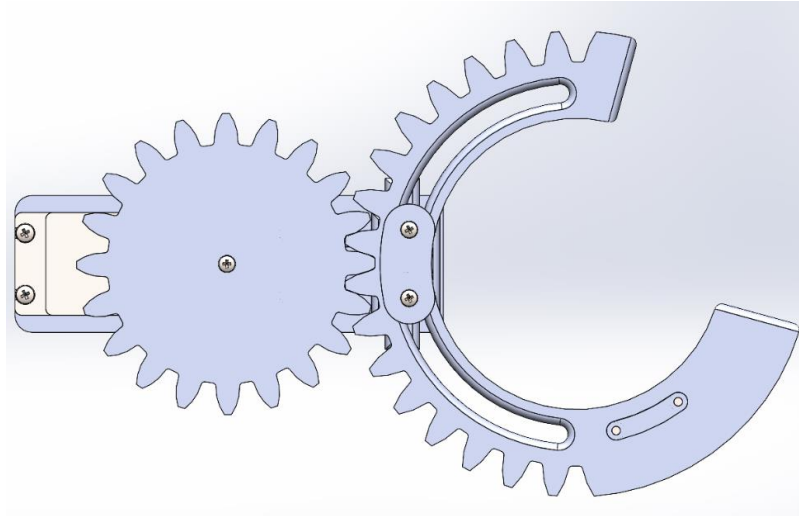
4.6.2 Diseño Relación De Engranajes

Para el mecanismo de movimiento de pronosupinación del antebrazo, se ha optado por diseñar un tren de engranajes que cumpla con los requerimientos funcionales y anatómicos establecidos. Esta decisión se fundamenta en una matriz de decisión que evalúa diversas alternativas propuestas, considerando factores como la eficiencia del movimiento, el rango de rotación requerido, y la adaptabilidad a la anatomía del usuario.

El tren de engranajes seleccionado permitirá una transmisión de potencia efectiva, facilitando la rotación controlada del antebrazo en ambos sentidos. Además, se ha tenido en cuenta la posibilidad de ajustar la relación de engranajes para optimizar la velocidad y el torque, lo que es crucial para asegurar una rehabilitación adecuada y cómoda para el paciente.

Figura 31

Relación de engranajes



La relación de engranajes se ha diseñado en la tabla 18 considerando los parámetros dimensionales del antebrazo, con el objetivo de asegurar que el exoesqueleto sea adecuado para una amplia variedad de pacientes. En particular, se ha tenido en cuenta el diámetro promedio del antebrazo, asegurando que el dispositivo sea cómodo y funcional para usuarios de diferentes tamaños. Para ello, la cavidad interna del engranaje corona ha sido diseñada con un diámetro de **8.5 cm**, permitiendo que el brazo del paciente pase a través del engranaje de manera segura y ergonómica, sin comprometer el rango de movimiento ni la funcionalidad del sistema.

El tamaño del engranaje corona no solo facilita la compatibilidad anatómica, sino que también influye directamente en la relación de transmisión del sistema de engranajes. A partir del diámetro de la corona, se ha calculado y diseñado la relación de engranajes óptima, ajustando el número de dientes de la corona y del piñón para obtener un balance adecuado entre torque, velocidad y precisión tal como se ve en la figura 31. El engranaje piñón, que recibe directamente el movimiento del motor, está cuidadosamente dimensionado para maximizar la eficiencia de la transmisión mecánica, permitiendo

que el servomotor transfiera el movimiento con la fuerza necesaria para realizar los movimientos de pronosupinación del antebrazo.

Tabla 18

Diseño engranajes (piñón y corona)

Engrane Piñón		Engrane Corona	
Número de Dientes	20	Número de Dientes	32
Módulo	4	Módulo	4
Diámetro Externo [mm]	88	Diámetro Externo [mm]	136
Diámetro Primitivo [mm]	80	Diámetro Primitivo [mm]	128
Diámetro Interno [mm]	70	Diámetro Interno [mm]	118
Espesor del Diente [mm]	5,97	Espesor del Diente [mm]	5,97
Ancho del Hueco [mm]	6,60	Ancho del Hueco [mm]	6,60
Paso circular	12,57	Paso circular	12,57
Radio de entalle	1,0472	Radio de entalle	1,0472
Ángulo entre Dientes	18,00	Ángulo entre Dientes	11,25
Ángulo de presión	20°	Ángulo de presión	20°

4.6.3 Criticidad y Simulación de Cargas

Se realizó un estudio de elementos finitos a las piezas críticas del diseño, las cuales serán seleccionadas mediante una matriz, la cual corresponde a la tabla 19, multiplicando el valor de cada criterio para lograr un puntaje de riesgo, los criterios son los siguientes:

Cargas Soportada: Se le asigna un valor de 1 a 5, siendo 5 la mayor carga soportada respecto a las demás piezas, y 1 la menor.

Área Crítica: Se le asigna un valor de 1 a 5, siendo 5 la menor área de concentración de fuerzas, y 1 la mayor.

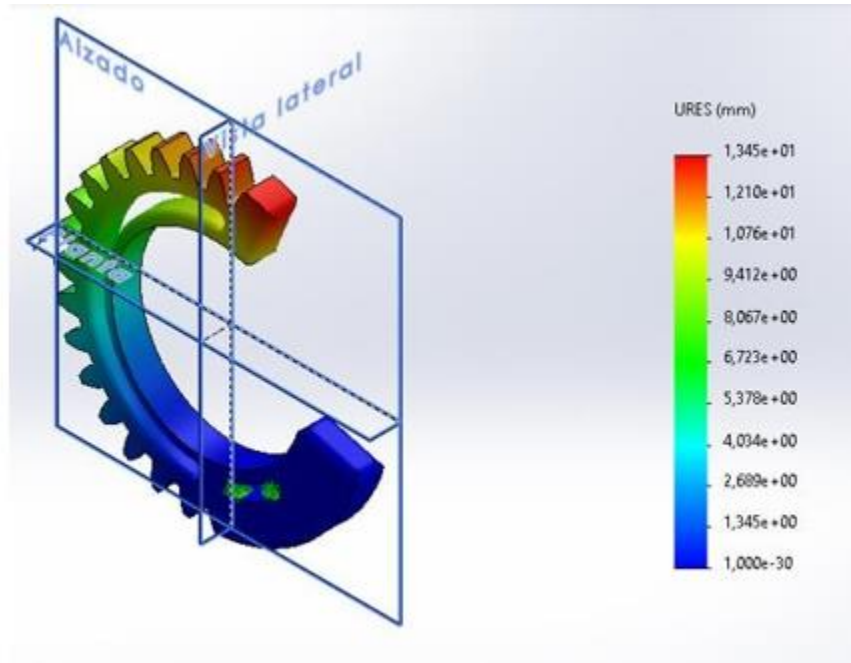
Material: Se le dará un valor de 1 si el material es PLA y 0.5 al acero, esto para compensar el material del área crítica.

Tabla 19*Tabla de criticidad de piezas*

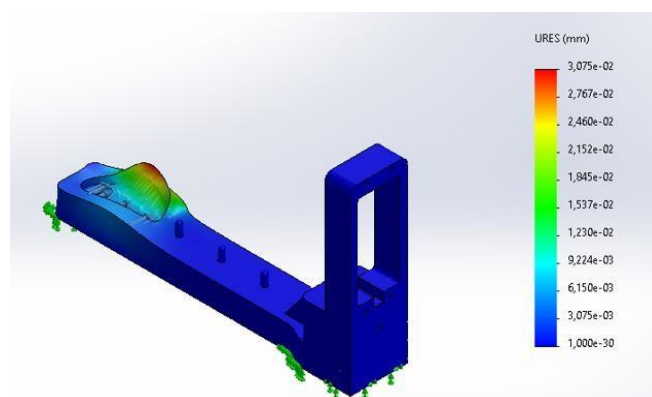
Criterio	Cargas soportadas	Area Criticas	Material	total
Pieza	5-0	5-0	1 o 0,5	
1.1	2	2	1	4
1.2	5	4	1	20
1.3	3	4	1	12
1.4	2	2	0,5	2
1.5	5	4	0,5	10
1.6	2	4	0,5	4
1.7	2	4	0,5	4
2.1	4,5	3	1	13,5
2.2	5	5	1	25
2.3	5	3	1	15
2.4	4	3	1	12
2.5	1	5	1	5
2.6	1	5	1	5
2.7	2	5	1	10
2.8	1	5	1	5
2.9	1	5	1	5
2.10	5	2	1	10
2.11	1	1	0,5	0,5
2.12	3	3	0,5	4,5
2.13	2	3	0,5	3
2.14	2	3	0,5	3

4.6.3.1 Engranaje Corona, Pieza 2.2

El engranaje central, al ser un elemento delgado y teniendo una sujeción pequeña, es un riesgo estructural; se consideraron las cargas que genera el servomotor, dando un desplazamiento máximo de 1,3 mm como se ve en la figura 32, garantizando su integridad estructural, al no presentar rupturas.

Figura 32*Análisis estático engranaje corona***4.6.3.2 Sujeción De Sistema 1 a Sistema 2 Pieza 1.2**

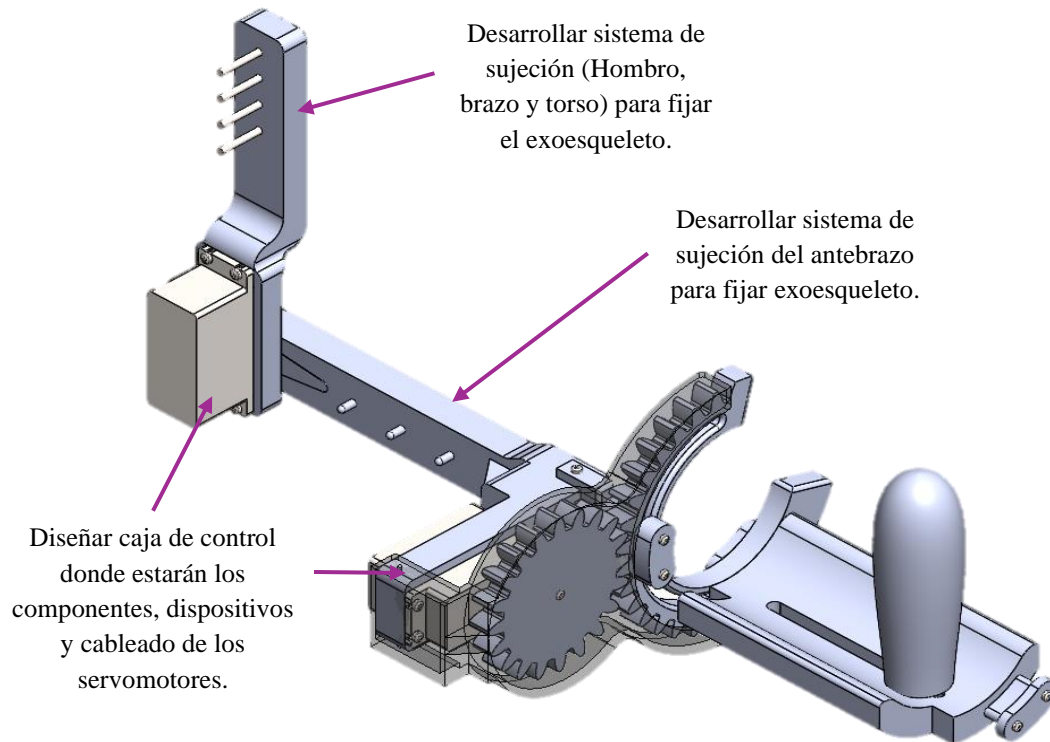
La pieza conectada al primer servomotor es otro elemento crítico por lo cual se le generó un análisis de elementos finitos, dando como resultado que máximo desplazamiento es de 0.03 mm, y no se presentan fallos estructurales, como se observa en la figura 33.

Figura 33*Análisis estático pieza 1.2*

4.6.4 Componentes Esenciales Para El Prototipo

Figura 34

Componentes esenciales para el prototipo



Los componentes señalados en la figura 34 son sistemas que se construirán en el transcurso del proyecto, el sistema de control y los componentes definen el tamaño de la caja de control por lo que es fundamental tener en cuenta las dimensiones de los dispositivos que se usaran, para los sistemas de sujeción, ya se han identificado en las matrices de decisión los posibles accesorios que se van a utilizar.

4.7 Fase VII. Diseño Sistemas De Control

El sistema de control del exoesqueleto es el núcleo que suministra la potencia y precisión necesarias para ejecutar los movimientos de flexión-extensión del codo y pronosupinación del antebrazo durante la rehabilitación. Este sistema se basa en una arquitectura de control en lazo cerrado o abierto, según los requerimientos de precisión y seguridad. Para ello, se diseñan estrategias de control basadas en parámetros biomecánicos como la cinemática y la dinámica del movimiento del brazo humano, considerando aspectos como el torque requerido, velocidad angular, y grados de libertad implicados.

El diseño del sistema de control tiene en cuenta las limitaciones de seguridad, como la implementación de límites de torque, velocidad y fuerza, evitando sobreesfuerzos en el usuario y asegurando una rehabilitación segura y efectiva.

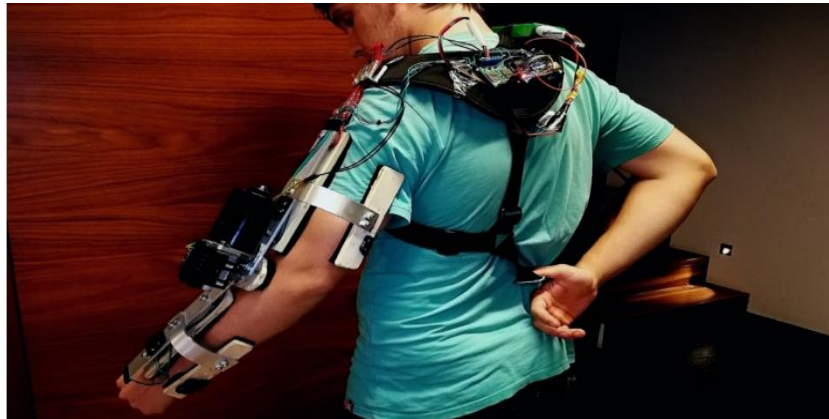
Las secuencias y acciones terapéuticas en la rehabilitación dependen directamente de los patrones de movimiento establecidos por los profesionales de la salud, particularmente los fisioterapeutas. Las indicaciones clínicas proporcionadas por estos especialistas son fundamentales para definir los parámetros del sistema de control del exoesqueleto, asegurando que el dispositivo se ajuste a los movimientos específicos requeridos en la rehabilitación de las extremidades superiores. La personalización del sistema, adaptándolo a las capacidades residuales del paciente, es crucial para optimizar el proceso de rehabilitación. Esto implica un enfoque adaptable que permita modificar las intensidades de fuerza o asistencia a lo largo del tratamiento.

Es igualmente importante integrar la opinión médica no solo sobre los patrones de movimiento, sino también sobre las limitaciones fisiológicas y las capacidades funcionales de los pacientes, para evitar sobrecargas y promover una mejora gradual. En este contexto, los dispositivos de terapia pasiva y los exoesqueletos deben diseñarse para facilitar la movilidad del paciente sin

provocar estrés adicional en las articulaciones, garantizando que el proceso de rehabilitación contribuya efectivamente a la recuperación funcional.

Figura 35

Diseño sistemas de control



Tomado de *Así es el exo-brazo de código abierto que dos jóvenes ingenieros están creando por apenas 100 dólares.* xataka, 2017.

4.7.1 Diagnósticos Terapéuticos

Las causas y condiciones que pueden llevar a una pérdida o reducción de la movilidad en la extremidad superior son esenciales para el desarrollo de un sistema de control en dispositivos de rehabilitación, como los exoesqueletos. Estos factores se deben analizar cuidadosamente para proporcionar una intervención adecuada, basada en los diagnósticos proporcionados por profesionales de la salud. Entre las causas más comunes se encuentran lesiones traumáticas, enfermedades neurológicas y musculoesqueléticas, todas ellas con efectos similares en cuanto a la limitación funcional, pero que pueden requerir enfoques de rehabilitación diferenciados.

Es crucial tener en cuenta la evaluación del paciente, identificando el nivel de gravedad y las características específicas de su condición, tales como dolor, rigidez, inflamación o heridas abiertas. Esto no solo ayuda a determinar cuándo es viable introducir un dispositivo de rehabilitación, sino

también cuándo es necesario retrasar su uso. En fases tempranas de la lesión o enfermedad, especialmente en presencia de dolor agudo o limitación completa del movimiento, el uso prematuro de un exoesqueleto puede agravar los síntomas.

Algunas de las causas más comunes que contribuyen a la reducción de la movilidad son las siguientes:

4.7.1.1 Accidentes: Fracturas, luxaciones, traumatismos. Se generan así:

- **Fracturas humero, cubito radio**

Tras la inmovilización inicial, el paciente puede presentar rigidez articular, pérdida de fuerza y limitación en los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación. Después de la consolidación ósea, se puede utilizar un exoesqueleto pasivo para mantener y mejorar el rango de movimiento sin carga, evitando la rigidez articular y facilitando una recuperación segura. La terapia debe comenzar con movimientos suaves y graduales para no comprometer la estabilidad ósea.

- **Luxaciones codo o muñeca.**

Ocurre limitación en el rango de movimiento, dolor y riesgo de inestabilidad articular. Una vez reducida la luxación y estabilizada la articulación, los exoesqueletos pasivos pueden ayudar a recuperar la movilidad sin exigir esfuerzos activos, manteniendo las articulaciones móviles sin forzarlas.

4.7.1.2 Enfermedades neurológicas. Son las siguientes

- **Accidente cerebrovascular (AVC) O Ictus.**

Interrupción del flujo sanguíneo provocando daño neurológico, los pacientes pueden experimentar parálisis parcial (hemiparesia), espasticidad y reducción del control voluntario del movimiento en una o ambas extremidades superiores. En la fase aguda o subaguda, se pueden usar exoesqueletos pasivos para prevenir la rigidez y contracturas. Los movimientos asistidos por el exoesqueleto promueven el rango articular y ayudan a mantener la flexibilidad de las articulaciones afectadas.

- **Lesión de la medula espinal.**

Se interrumpen las señales nerviosas hacia las extremidades provocando Parálisis parcial o total de la extremidad superior, dependiendo de la localización de la lesión. En ausencia de control muscular, los exoesqueletos pasivos pueden ser utilizados para mantener el rango de movimiento y prevenir la atrofia muscular. También ayudan a movilizar las articulaciones y reducir el riesgo de contracturas o espasticidad.

- **Esclerosis múltiple.**

Enfermedad autoinmune que afecta el sistema nervioso central, causando daño a las vainas de mielina. Los pacientes pueden experimentar debilidad muscular, espasticidad y pérdida de coordinación. Los exoesqueletos pasivos son útiles para movilizar las extremidades en pacientes que han perdido la capacidad de controlar el movimiento activamente. Ayudan a mantener la flexibilidad y el rango articular, especialmente en las fases más avanzadas de la enfermedad.

4.7.1.3 Enfermedades musculoesquelética. Son las siguientes:

- **Artritis reumatoide y osteoartritis.**

Enfermedades inflamatorias que afectan las articulaciones, provocando daño en el cartílago y el hueso. Provoca dolor, rigidez y reducción del rango de movimiento, especialmente en las articulaciones del codo, muñeca y hombro. Los exoesqueletos pasivos pueden ser utilizados para movilizar suavemente las articulaciones afectadas sin generar carga adicional. Ayudan a prevenir la rigidez sin causar un aumento en la inflamación, manteniendo las articulaciones activas a través de movimientos controlados y repetitivos.

4.7.1.4 Condiciones Postquirúrgicas: Son las siguientes

- **Reparaciones de ligamentos o tendones**

Cirugía para reparar daños en los ligamentos o tendones produce restricciones en el rango de movimiento postoperatorio y riesgo de adherencias o contracturas. En la fase postoperatoria inicial, se recomienda utilizar un exoesqueleto pasivo para movilizar la extremidad sin esfuerzo del paciente, facilitando el proceso de cicatrización y evitando rigidez articular. Esto es especialmente importante para no estresar los tejidos reparados.

4.7.1.5 Parálisis Cerebral. Trastorno neurológico causado por daño en el cerebro durante el desarrollo temprano. Los pacientes pueden presentar espasticidad, dificultades de coordinación y limitación en el rango de movimiento en las extremidades superiores. Los exoesqueletos pasivos pueden utilizarse para realizar movimientos controlados y repetitivos, ayudando a estirar los músculos y mejorar el rango articular en pacientes con movilidad limitada. Esta terapia también previene el desarrollo de deformidades y contracturas.

4.7.2 Limitaciones del paciente

Basado en las causas que generan pérdida de movilidad en la extremidad superior, se ha elaborado la tabla 20. que caracteriza las limitaciones específicas de los pacientes en función de las distintas enfermedades o condiciones que afectan el uso normal de las terapias de rehabilitación. En ella, se evalúa la viabilidad del uso de exoesqueletos según las particularidades de cada caso, considerando factores como el tipo de lesión, el estado clínico del paciente y la fase de la recuperación.

Tabla 20

Limitaciones del paciente

LIMITACIONES DEL PACIENTE (USO DE EXOSQUELETOS)		
CONDICIONES	LIMITACION	ALTERNATIVA
Daños neurológicos severos sin capacidad de movimiento residual	Si el paciente sufre de una lesión neurológica grave (como daño en la médula espinal o neuropatías severas) y no tiene ningún control motor o capacidad de respuesta, el exoesqueleto puede ser ineficaz. Estos dispositivos suelen requerir algún nivel de interacción del usuario para activar o guiar el movimiento.	En estos casos, podrían ser más útiles terapias de estimulación eléctrica funcional (FES) o técnicas manuales de fisioterapia.
Dolor agudo o inflamación intensa	Si el paciente experimenta dolor agudo o inflamación significativa en las articulaciones o tejidos, el uso de un exoesqueleto, incluso en su modalidad pasiva, podría agravar la condición. El movimiento asistido podría generar mayor estrés en las áreas afectadas, retardando la recuperación.	Se recomienda primero tratar el dolor y la inflamación con métodos conservadores (reposo, medicación, hielo) antes de considerar la movilización asistida.
Infecciones o heridas abiertas en la extremidad	Si hay infecciones o heridas abiertas en la piel o tejidos blandos de la extremidad, usar un exoesqueleto podría aumentar el riesgo de empeorar la infección o dificultar el proceso de cicatrización debido al contacto o fricción con el dispositivo.	En estos casos, es preferible optar por terapias manuales que no comprometan el área afectada.
Fracturas no consolidadas o inestabilidad articular	Si la extremidad superior tiene una fractura que aún no ha sanado completamente o si existe inestabilidad en las articulaciones (como en los casos de luxaciones recientes), el exoesqueleto puede aplicar fuerzas que podrían retrasar la consolidación del hueso o desestabilizar la articulación.	Es fundamental esperar hasta que la fractura esté consolidada o la articulación estabilizada antes de iniciar la movilización asistida.
Problemas de compatibilidad anatómica	En algunos casos, las características anatómicas del paciente, como deformidades, diferencias en la longitud del brazo, o el tamaño corporal, pueden hacer que el exoesqueleto no encaje adecuadamente o que no distribuya las fuerzas de manera uniforme. Esto puede generar incomodidad o, en el peor de los casos, lesiones.	Adaptar el dispositivo específicamente a las necesidades del paciente o usar técnicas de fisioterapia personalizadas.

A partir de este análisis, se ofrecen recomendaciones personalizadas, y cuando el uso de exoesqueletos no es apropiado se proponen alternativas de tratamiento que se adapten mejor a las necesidades del paciente. El objetivo es garantizar que el sistema de rehabilitación seleccionado

optimice el proceso de recuperación y evite posibles complicaciones derivadas del uso inadecuado de tecnología.

4.7.3 Protocolo De Rehabilitación

Los protocolos de rehabilitación son metodologías terapéuticas diseñadas por profesionales para mejorar progresivamente la movilidad en extremidades afectadas. Estos protocolos guían al fisioterapeuta a través de una serie de pasos que indican cómo proceder con cada paciente, garantizando que se adopte el enfoque más adecuado para las sesiones de rehabilitación.

Para seleccionar el protocolo más apropiado, es fundamental utilizar diversos métodos de evaluación que permitan identificar las afecciones del paciente. Esto incluye un análisis exhaustivo de los factores clave que contribuyen a la restricción del movimiento en cada extremidad. A partir de esta información, el fisioterapeuta puede personalizar el plan de tratamiento, asegurando una intervención eficaz y adaptada a las necesidades específicas del paciente.

4.7.3.1 Identificación Del Modelo Terapéutico. Ya que los movimientos en cuestión son Flexión – Extensión del codo y Prono – Supinación del antebrazo se identifican los modelos terapéuticos a seguir:

- **Flexión-extensión del codo:**

Ejercicios activos asistidos: el paciente realiza el movimiento con ayuda del terapeuta o dispositivo.

Ejercicios pasivos: el dispositivo o terapeuta mueve el brazo del paciente sin esfuerzo activo del mismo.

Ejercicios isométricos: el paciente sostiene el brazo en una posición contra una resistencia fija.

- **Pronosupinación del antebrazo:**

Ejercicios de rotación activa o asistida: rotación del antebrazo en pronación y supinación con o sin asistencia.

Estiramientos pasivos: donde el terapeuta o dispositivo ayuda a mover la articulación a través de su rango completo.

El tipo de terapia depende netamente de la condición de cada paciente se pueden usar todos evaluando las limitaciones de la extremidad, es decir identificar:

- Si puede generar fuerza.
- Si presenta dolor.
- Según los rangos de movimiento.
- Si puede mover su extremidad activamente.

4.7.3.2 Indicaciones para la rehabilitación de una extremidad superior. Estas indicaciones están enfocadas al modelo terapéutico pasivo haciendo uso de exoesqueletos:

- **Evaluación inicial del paciente:** Se debe medir el rango de movimiento y las limitaciones físicas del paciente para determinar la intensidad y tipo de terapia pasiva adecuada.
- **Personalización del dispositivo:** El exoesqueleto debe ajustarse según las necesidades y el rango articular del paciente, adaptando los movimientos pasivos para evitar sobrecarga en las articulaciones o tejidos lesionados.
- **Progresión gradual:** La terapia pasiva debe comenzar con movimientos suaves y de bajo impacto, permitiendo que el cuerpo se acostumbre al dispositivo. A medida que el paciente mejora, se puede aumentar el rango de movimiento o la frecuencia de las sesiones.
- **Frecuencia y duración:** Es crucial definir un protocolo adecuado de uso del exoesqueleto, estableciendo cuántas veces al día y por cuánto tiempo se utilizará, para obtener los mejores resultados sin generar fatiga o daño adicional.
- **Monitorización médica continua:** La terapia con exoesqueletos debe ser supervisada regularmente por profesionales de la salud para ajustar el tratamiento y garantizar que se alcancen los objetivos sin complicaciones.

Las recomendaciones terapéuticas son los requisitos que el exoesqueleto debe cumplir para satisfacer las necesidades de los pacientes. Es fundamental que las metodologías médicas sean analizadas e integradas en el diseño del dispositivo, permitiendo así una adaptación efectiva tanto para el terapeuta, quien opera el exoesqueleto, como para el paciente que lo utiliza.

El dispositivo debe ser funcional y contar con las precauciones de seguridad necesarias, así como un control preciso para realizar los movimientos requeridos. Generalmente, las terapias son llevadas a cabo por el fisioterapeuta, quien manipula la extremidad del paciente y evalúa las sensaciones y limitaciones que experimenta. La supervisión constante del profesional es esencial para determinar la viabilidad del uso del exoesqueleto en el tratamiento del paciente.

4.7.4 Selección De Dispositivos Electrónicos

4.7.4.1 Movimiento Flexión - Extensión Del Codo

En la sección 4.3 Parámetros Biomecánicos, se analiza la fuerza que ejercen los músculos de la extremidad superior para levantar el peso del antebrazo y la mano en diferentes individuos, esta fuerza es traducida en torque, dando como resultado:

- $M_c = 31,46$ [Kg.cm] Sin carga externa
- $M_c = 76,46$ [Kg.cm] Con carga externa de 1,5 [Kg]

Estos valores son utilizados para determinar qué tipo de servomotor tiene las capacidades técnicas para generar la fuerza necesaria en la flexión – Extensión del codo sin llegar a fallar o bloquearse por las cargas soportadas de la extremidad y el propio peso del exoesqueleto.

La estructura del exoesqueleto en el antebrazo que levantara el servomotor es de aproximadamente:

- $W_{ExoAnt} = 0,8$ [Kg], haciendo los cálculos pertinentes para determinar el torque a estas condiciones nos da como resultado $M_c = 55,46$ [Kg.cm].

Se busca en el mercado el servomotor más adecuado, definiendo que el DSSERVO 60Kg cumple con los requisitos dinámicos necesarios para el movimiento del exoesqueleto. Ver tabla 21.

Tabla 21

Ficha técnica DSSERVO 60 Kg

ESPECIFICACIONES

Descripción	6V	7.4V	8.4V
Velocidad de operación (sin carga)	0.17sec/ 60°	0.15sec/ 60°	0.13sec/ 60°
Corriente en reposo	4mA	5mA	6mA
Corriente máxima (bloqueado)	3.5A	5A	6.2A
Torque estático (bloqueado)	58kg.cm	65kg.cm	70kg.cm

4.7.4.2 Movimiento Prono – Supinación Del Antebrazo

Para la relación de engranajes se utiliza el mismo servomotor DSSERVO 60 Kg y se realizan los cálculos correspondientes a la relación que se ha diseñado adaptado a las especificaciones dinámicas del servomotor con el objetivo de ver el comportamiento y los parámetros a los que va a operar el engranaje corona quien guía el movimiento de la muñeca del paciente.

Es indispensable conocer a qué velocidad gira el engranaje corona, que relación de fuerza genera en la salida y cuantos son los grados de movimiento que se genera al llevar al máximo el engranaje piñón, teniendo en cuenta que los servos oscilan entre los 0° y los 180°

Tabla 22

Cálculos relación de engranajes

RELACION DE TRANSMISION [i]		FORMULA
32 / 20 =	1,6	$i = Z2 / Z1$
VELOCIDAD ENGRANAJE PIÑON [grados/s]	VELOCIDAD ENGRANAJE CORONA [grados/s]	FORMULA
400	250	$V_{pi} = V_{co} * i$
TORQUE ENGRANAJE PIÑON [Kg . cm]	TORQUE ENGRANAJE CORONA [Kg . cm]	FORMULA
65	104	$T_{pi} * i = T_{co}$
GRADOS DE MOVIMIENTO ENGRANAJE PIÑON MAX	GRADOS DE MOVIMIENTO ENGRANAJE CORONA MAX	FORMULA
90	56,25	$\emptyset_{pi} = \emptyset_{co} * i$

4.7.5 Requerimientos Del Sistema De Control

Los requerimientos son definidos teniendo en cuenta tanto los parámetros funcionales como las limitaciones de los pacientes con movilidad reducida. El diseño del sistema de control se basa en los protocolos terapéuticos, adaptando los movimientos del exoesqueleto a las necesidades específicas de cada paciente. Esto permite ampliar considerablemente la funcionalidad del dispositivo, haciendo posible su uso en variedad de enfermedades que afectan la movilidad de la extremidad superior.

Tabla 23

Requerimientos del sistema del control

REQUERIMIENTOS SISTEMA DE CONTROL	
REQUERIMIENTO	DESCRIPCION
Control de Movimientos en Múltiples Grados de Libertad	El sistema de control debe poder coordinar ambos movimientos (Pronosupinación antebrazo y Flexión - Extensión del codo) de forma simultánea o independiente, garantizando precisión y suavidad en la transición entre ellos.
Programación de Rangos de Movimiento	Flexión-Extensión: Normalmente de 0° (totalmente extendido) a 150° (completamente flexionado). Pronosupinación: De 0° (posición neutra) hasta 85° de supinación y 75° de pronación. El sistema debe ser configurable para ajustar los rangos de movimiento según la capacidad o restricción del paciente, asegurando que no se excedan los límites fisiológicos seguros.
Estrategias de Control Basadas en Terapia Pasiva	La programación debe incluir modos de terapia pasiva, donde el exoesqueleto realice los movimientos de forma continua y controlada, sin que el paciente intervenga. Esto requiere un control preciso de velocidad y resistencia ajustable para evitar sobrecargar la articulación.
Interfaz de Usuario Personalizable	Un interfaz que permita a los profesionales configurar parámetros terapéuticos, como velocidad, rango de movimiento y número de repeticiones. El sistema debe ser fácil de programar y ajustar por el fisioterapeuta, ofreciendo opciones para personalizar los tratamientos en función de las necesidades de cada paciente.
Sensores de Retroalimentación (Feedback)	El sistema debe incorporar retroalimentación sensorial en tiempo real para ajustar el movimiento de forma precisa y segura, evitando sobreesfuerzo o lesiones. Sensores de posición: Para detectar el ángulo exacto del codo y la rotación del antebrazo.
Control de Velocidad y Suavidad del Movimiento	La velocidad debe ser ajustable según la tolerancia del paciente, comenzando con velocidades lentas en las fases tempranas de la rehabilitación y aumentando conforme el paciente progresa. El sistema debe evitar movimientos bruscos que puedan causar incomodidad.
Seguridad y Límites de Protección	Incluir límites de movimiento programables, paradas de emergencia y sensores que detecten resistencia anormal o dolor en el paciente, deteniendo el movimiento de inmediato si es necesario.
Compatibilidad con Protocolos de Rehabilitación Personalizados	La flexibilidad del software para programar diferentes esquemas de movimiento, en función de la patología del paciente y los objetivos de la terapia, es esencial para adaptar el tratamiento a las necesidades individuales.

4.7.6 Componentes electrónicos

Los componentes que se utilizarán para el sistema de control del exoesqueleto siguiendo los requerimientos funcionales los siguientes:

Tabla 24

Dispositivos y componentes electrónicos

DISPOSITIVOS Y COMPONENTES ELECTRONICOS	
COMPONENTE	FUNCION
SERVOMOTOR 	Se usan 2 servomotores de 60Kg, para controlar ambos movimientos. Estos motores son programables para establecer (velocidad, posición y fuerza)
ESP32 	Microcontrolador de alto rendimiento ampliamente utilizado en electrónica y automatización. Diseñado para aplicaciones que sirven por medio de bluetooth y WI-FI.
BASE ESP32 	Estas bases proporcionan puertos adicionales, conectores y funcionalidades que permiten conectar fácilmente sensores, actuadores y otros periféricos a la ESP32.
TURNIGY 2.2 	Es una batería LiPo (Lithium Polymer), comúnmente utilizada en proyectos que requieren una fuente de energía portátil con una alta capacidad de descarga y bajo peso. Estas baterías son muy populares en el ámbito de los drones, vehículos a control remoto (RC), y otros dispositivos electrónicos que requieren una alimentación estable y de alta potencia.
CABLEADO MACHO XT60 	Cableado con acople Macho para conectar la batería con la ESP32.
CARGADOR TURNIGY 	Cargador especial para baterías Turnigy.

<p>POTENCIOMETRO PIHER</p> 	<p>Los potenciómetros de ajuste son componentes clave en la calibración y ajuste preciso de circuitos electrónicos, permitiendo que el dispositivo funcione de acuerdo con los parámetros requeridos. Se usaran 2 para poder medir los ángulos de inicio de cada rehabilitación, uno para cada servomotor.</p>
<p>INTERRUPTOR</p> 	<p>son dispositivos eléctricos que permiten o impiden el flujo de una corriente eléctrica al momento de pulsarlo, su principal función es el encendido y el apagado del exoesqueleto.</p>

Los dispositivos seleccionados para el diseño deben integrarse en un sistema de control unificado que permita la comunicación fluida entre ellos. Cada componente desempeña una función específica dentro del sistema, pero para que operen de manera eficiente y cumplan con los requerimientos del proyecto, es necesario programarlos bajo parámetros y condiciones especiales. Esto se logra mediante el uso de un microcontrolador ESP32, que no solo permite la comunicación entre los distintos módulos y sensores, sino que también facilita el control de sus funciones.

La batería TURNIGY 2.2 es seleccionada ya que cumple con la ficha técnica de la Tabla 21. Esta batería opera a 7,4V permitiéndole al servomotor funcionar con un torque máximo de 65 [Kg.cm], a una velocidad de 0,15s/60°. Unos parámetros adecuados de respuesta adecuados para el movimiento.

Los demás componentes son accesorios que facilitan el montaje del sistema de control.

4.7.7 Protocolo Terapéutico (Prom)

Para el diseño de la estrategia de control del exoesqueleto, se toma como referencia un modelo terapéutico adaptado a los requerimientos específicos de las rehabilitaciones pasivas. En este contexto, se implementa el protocolo PROM (Passive Range of Motion), ampliamente utilizado por fisioterapeutas para tratar a pacientes con movilidad reducida.

El PROM, se utiliza cuando el paciente no puede mover la articulación por sí mismo, ya sea por dolor, debilidad, o una limitación física significativa. Consiste en que los movimientos articulares son realizados por una fuerza externa, como el fisioterapeuta, un familiar, o incluso un dispositivo mecánico, sin que el paciente active sus músculos de la zona afectada.

La integración de este enfoque en el control del exoesqueleto permitirá ajustar los parámetros de movimiento de acuerdo con las necesidades individuales de cada paciente, garantizando un seguimiento continuo y seguro de su progreso. Además, se contempla la incorporación de sensores que monitoreen la respuesta del paciente durante la rehabilitación, facilitando una retroalimentación en tiempo real que optimice el proceso terapéutico.

4.7.7.1 Objetivos. Son los siguientes:

- Mantener la movilidad articular y evitar rigidez en pacientes que no pueden realizar movimientos activos.
- Prevenir contracturas, mantener la elasticidad de los tejidos blandos y promover la circulación sin necesidad de que el paciente ejerza esfuerzo muscular.

4.7.7.2 Procedimientos. Son los siguientes:

- **Evaluación inicial:** El fisioterapeuta evalúa la movilidad actual y la condición de los tejidos alrededor de la articulación afectada.
- **Movimientos pasivos:** El terapeuta o un asistente mueve suavemente la articulación a través de su rango de movimiento, sin que el paciente participe activamente. El movimiento debe ser controlado, lento y realizado sin causar dolor.

- **Frecuencia:** Se suelen realizar varias repeticiones de los movimientos, generalmente entre 10 y 20 por sesión, dependiendo de la tolerancia del paciente y la articulación involucrada.
- **Progresión:** Se puede avanzar hacia ejercicios activos-asistidos (donde el paciente ayuda al movimiento) y luego hacia movimientos o protocolo activos AROM (Active Range of Motion).

4.7.7.3 Beneficios Del PROM. Son:

- **Prevención de rigidez articular:** Ayuda a mantener la movilidad de las articulaciones en pacientes que están inmovilizados o no pueden moverlas por sí mismos.
- **Mejora la circulación:** Al mover las extremidades, se facilita el flujo sanguíneo y se previene la formación de coágulos, especialmente en pacientes que están encamados.
- **Prevención de contracturas:** Evita que los músculos y tendones se acorten por falta de uso, lo que puede llevar a deformidades y pérdida de función.
- **Mejora del tono muscular:** Aunque no aumenta la fuerza muscular, el movimiento pasivo ayuda a mantener un nivel básico de actividad neuromuscular.

4.7.7.4 Indicaciones. Son:

- **Pacientes con lesiones agudas:** Cuando no es seguro que el paciente realice movimientos activos.
- **Postoperatorios:** En fases tempranas, cuando el médico aún no permite movimientos activos.
- **Pacientes neurológicos:** Con condiciones como parálisis o espasticidad, donde el movimiento activo es limitado o imposible.
- **Pacientes encamados o con inmovilizaciones prolongadas:** Para prevenir atrofia muscular y rigidez articular.

4.7.7.5 Protocolo PROM con exoesqueletos. En la rehabilitación con exoesqueletos, el PROM puede ser implementado para realizar movimientos controlados y seguros en pacientes que no pueden hacerlos por sí mismos. El exoesqueleto tomaría el rol del fisioterapeuta, moviendo pasivamente las articulaciones afectadas de manera precisa, lo que puede ser útil en la fase temprana de recuperación o en pacientes con debilidad extrema o parálisis.

4.7.8 Estrategia de control

El control del exoesqueleto debe ser secuencial e intuitivo, permitiendo la fácil introducción de parámetros iniciales en función de la condición específica del paciente o del tipo de terapia a realizar en este caso enfocadas en el protocolo PROM. Para lograr esto, es fundamental contar con una interfaz gráfica amigable y accesible para el operador (fisioterapeuta). Esta interfaz debe proporcionar un entorno interactivo que permita ajustar y visualizar las variables del sistema de manera clara y precisa.

La interfaz incluiría:

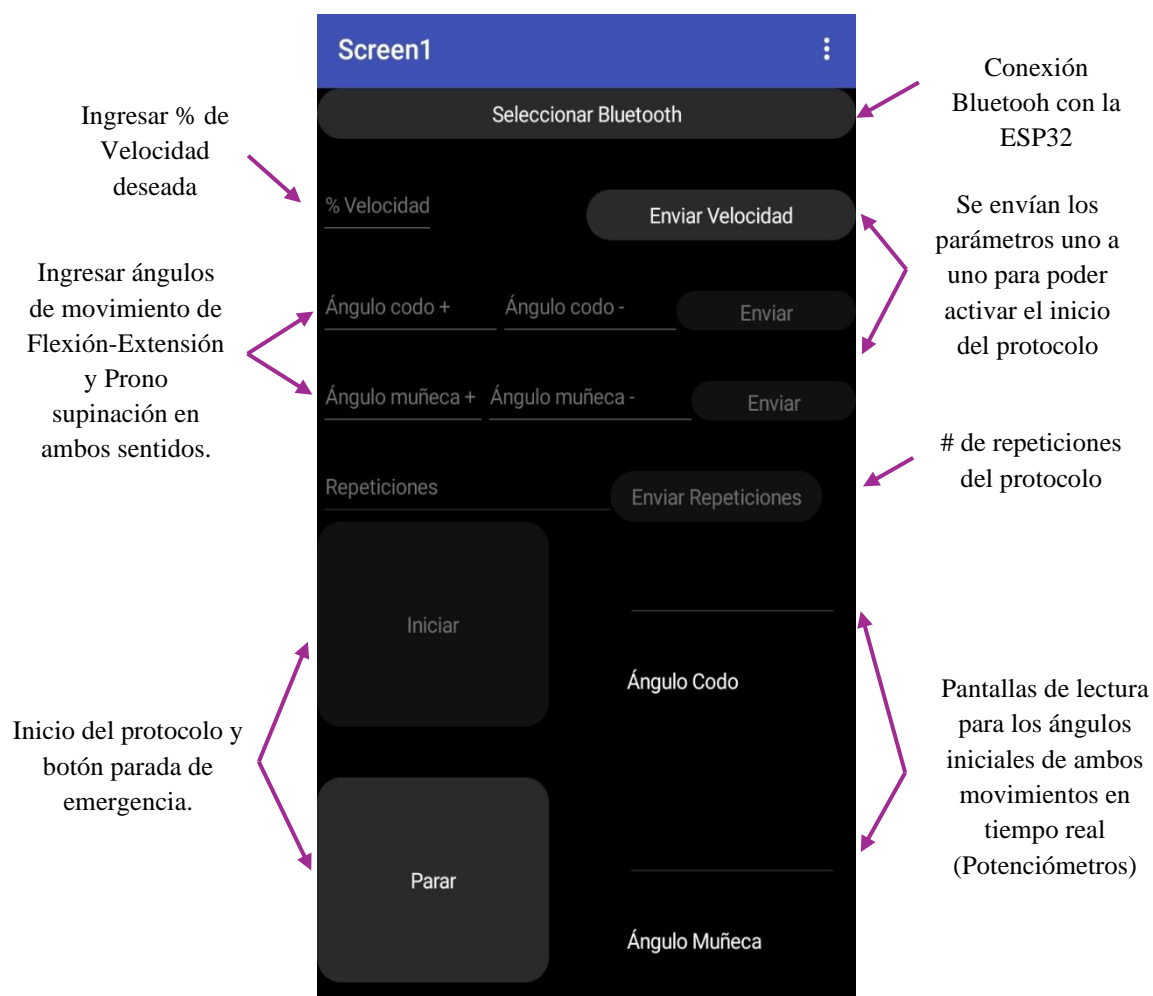
- **Botones de control:** Como iniciar, detener, y pausas de emergencia, que aseguren la seguridad durante las sesiones de rehabilitación.
- **Ajustes de parámetros personalizados:** Como el rango de movimiento y la velocidad de ejecución de los ejercicios, adaptándose a las necesidades del paciente.
- **Monitoreo en tiempo real:** Mediante pantallas que muestren datos actualizados del progreso del tratamiento, como el número de repeticiones, el ángulo de movimiento y el punto inicial de operación.

Además, la interfaz gráfica debe ser lo suficientemente flexible para que el fisioterapeuta ajuste fácilmente el protocolo de rehabilitación en función de la evolución del paciente, permitiendo optimizar el tratamiento de manera continua y eficaz.

Por medio de App Inventor, un entorno de desarrollo de software destinado a las aplicaciones móviles se crea una aplicación personalizada con una interfaz gráfica fácil de usar. Esto sería ideal para que el fisioterapeuta controle los parámetros del exoesqueleto a través de una aplicación móvil. Los botones de control (inicio, pausa, apagado, ajustes de seguridad) y los campos interactivos para ajustar variables como el rango de movimiento o la fuerza aplicada podrían programarse de manera sencilla como se muestra en la figura 36.

Figura 36

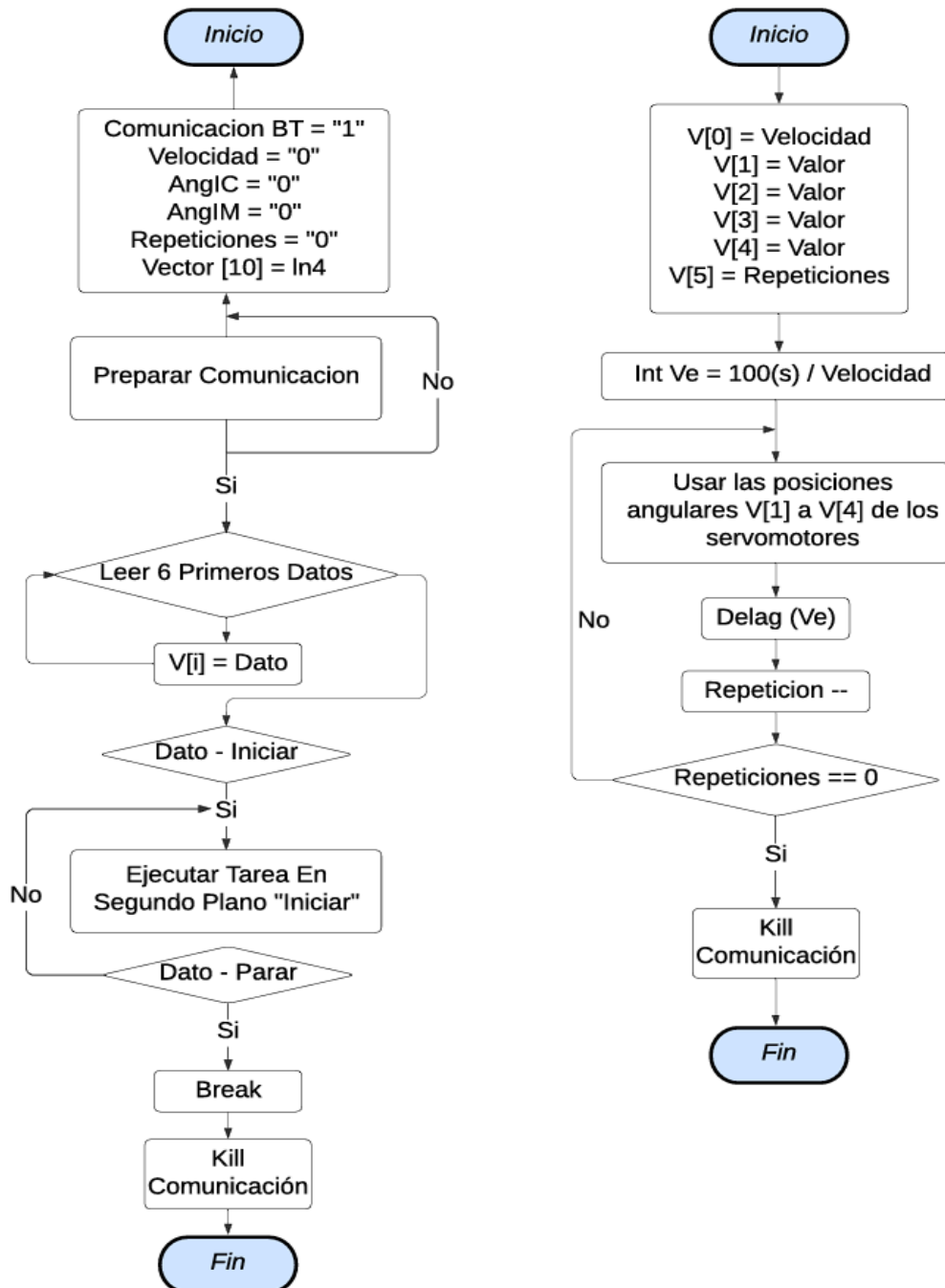
Entorno de desarrollo de software



4.7.9 Diagrama de flujo

Figura 37

Diagrama de flujo



4.7.9.1 Análisis Diagrama De Flujo. Inicio del proceso:

VARIABLES INICIALIZADAS:

- Comunicación BT = "1": Establece que la comunicación por Bluetooth está activa.
- Velocidad = "0", AngIC (Ángulo inicial del codo) = "0", AngIM (Ángulo inicial de la muñeca) = "0": Se establecen valores iniciales de velocidad y ángulos de las posiciones iniciales de los servomotores.
- Repeticiones = "0" y Vector [10] = ln4: Se define un vector para almacenar los datos que van a recibirse y la variable de repeticiones también es inicializada.

1. Preparar la comunicación y leer los primeros datos:

- El sistema espera recibir los primeros 6 datos que incluyen información sobre la velocidad, ángulos y repeticiones para controlar el exoesqueleto. Aquí comienza el flujo de lectura de datos, y el proceso continúa cuando se verifica si los datos fueron recibidos correctamente.

2. Lectura y almacenamiento de datos en un vector (V[i]):

- Los valores recibidos se almacenan en un vector, con posiciones que corresponden a velocidad, ángulos de los servomotores y repeticiones. Esto sugiere que el sistema recoge datos que se utilizarán para ejecutar las tareas del exoesqueleto en función de los movimientos requeridos.

3. Verificación de comandos:

Se realiza una verificación para identificar el comando que se ha recibido, por ejemplo:

- Dato - Iniciar: Si se recibe un comando de "inicio", el sistema ejecuta una tarea en segundo plano que activa el dispositivo (Se empieza a mover los servomotores según las órdenes recibidas).
- Dato - Parar: Si se recibe un comando de "parar", se detiene el proceso en curso.

4. Ejecución de la tarea:

- Si la tarea es iniciada, se ejecutan las órdenes de movimiento. El flujo menciona que se utilizan las posiciones angulares almacenadas en V[1] a V[4], que corresponden a las posiciones angulares de los servomotores.

- Repeticiones: El número de repeticiones definidas es controlado en este punto. Se utiliza una variable para controlar las repeticiones del movimiento en un ciclo, y decrece con cada ejecución hasta llegar a cero.

5. Control de la velocidad:

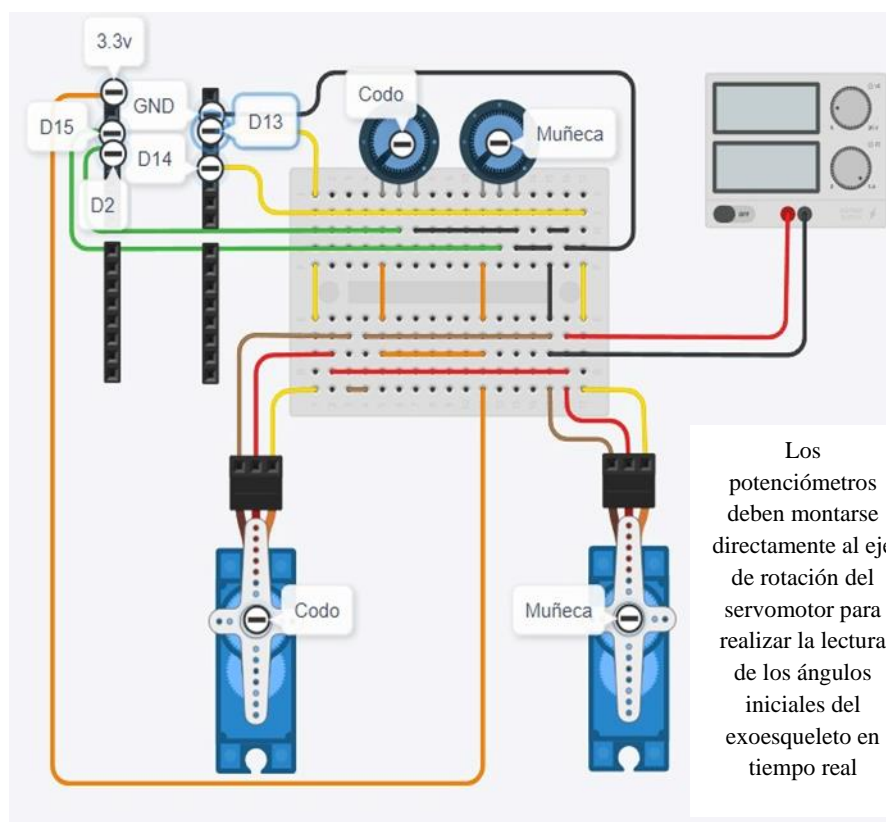
- El intervalo entre movimientos es controlado mediante la velocidad. Se utiliza una fórmula $Int\ Ve = 100(s) / Velocidad$, que define el retardo o "Delay" entre cada repetición en función de la velocidad asignada.

6. Finalización:

- Si el número de repeticiones llega a cero o se recibe el comando de parar, la comunicación por Bluetooth es terminada y se finaliza el proceso.

4.7.10 Montaje Sistema De Control

El sistema de control del exoesqueleto se plantea de manera ordenada, integrando los componentes electrónicos necesarios para su funcionamiento. En el diagrama presentado, se visualizan las conexiones eléctricas entre los distintos módulos, tales como los servomotores, potenciómetros y la placa de control, en este caso utilizando una ESP32. Cada conexión se ha dispuesto de manera clara en la figura 38 para facilitar la construcción del dispositivo, asegurando que las rutas de señal, alimentación y control se comprendan y se implementen de forma correcta.

Figura 38*Montajes del sistema de control***4.7.10.1 Análisis Montaje De Componentes.** Análisis de la figura 38:**1. Servomotores 60Kg (Codo y Muñeca):**

- Los dos servomotores conectados a la protoboard controlan los movimientos del codo y la muñeca, representando las dos articulaciones en el exoesqueleto para la extremidad superior.
- Están conectados a través de tres cables: alimentación (rojo), tierra (negro) y señal (amarillo).

2. ESP32 (Microcontrolador):

- Se observan múltiples pines etiquetados (D15, D13, D14, D2) que están conectados al microcontrolador ESP32, que es un módulo de desarrollo que permite gestionar la lógica de control de los servos y la comunicación con otros dispositivos.

- 3.3V y GND: Los pines de alimentación para la placa y los componentes electrónicos, sugieren que el microcontrolador y otros dispositivos están alimentados por una fuente de 3.3V.

3. Potenciómetros (Codo y Muñeca):

- Los dos potenciómetros en la parte superior se utilizan para ajustar manualmente el ángulo de los servomotores, permitiendo un control analógico de las posiciones del codo y la muñeca.
- estos potenciómetros se conectan directos al eje de rotación de los servomotores mediante cables que llevan la señal al microcontrolador para cambiar la posición de los servos en tiempo real.

4. Fuente de alimentación externa (Batería Turnigy 2.2):

- El montaje incluye una fuente de alimentación externa para proporcionar energía suficiente a los servomotores, que generalmente requieren una mayor corriente para operar correctamente.
- Se observa un multímetro o regulador de voltaje que monitorea las salidas de 5V y 12V para asegurar una alimentación estable a los motores, se usa una batería que provee un voltaje de 7,4V con 2 celdas.

5. Protoboard (Base ESP32):

- Se utiliza para realizar las conexiones entre los diferentes componentes sin necesidad de soldar. Se observan varias líneas de conexión, como alimentación (rojo) y tierra (negro), y cables de señal (amarillo, verde).
- Los servomotores están conectados a la base de la ESP32, lo que facilita la transmisión de las señales de control desde el microcontrolador, también su tamaño es reducido para montar el cableado y dispositivos en el exoesqueleto.

4.8 Fase VIII. Fabricación, construcción y ensamble

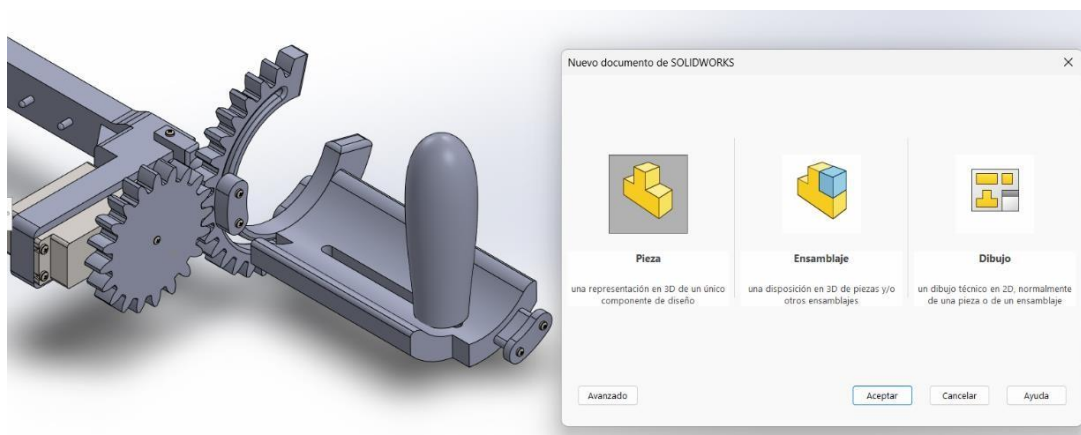
4.8.1 Manufactura Aditiva (*Impresión 3d*)

Después de diseñar propuestas y realizar una selección acorde a los parámetros de funcionamiento, anatomía y seguridad para la extremidad superior, se modela cada una de las piezas y elementos que se utilizarán en el exoesqueleto mediante el software de diseño SolidWorks. Esto se hace considerando factores como forma, medidas, materiales, ergonomía y usabilidad del dispositivo.

La modelación 3D en este caso nos permite no solo recrear y visualizar las piezas necesarias para fabricar, sino también verificar e interactuar con cada una de ellas, como se observa en la figura 39. Es posible ensamblar las piezas diseñadas para observar el funcionamiento del dispositivo y verificar si cumple con los objetivos propuestos. Esto nos permite asegurarnos de que todo esté en orden, con las medidas correctas y ejecutando los movimientos adecuados.

Figura 39

SolidWorks

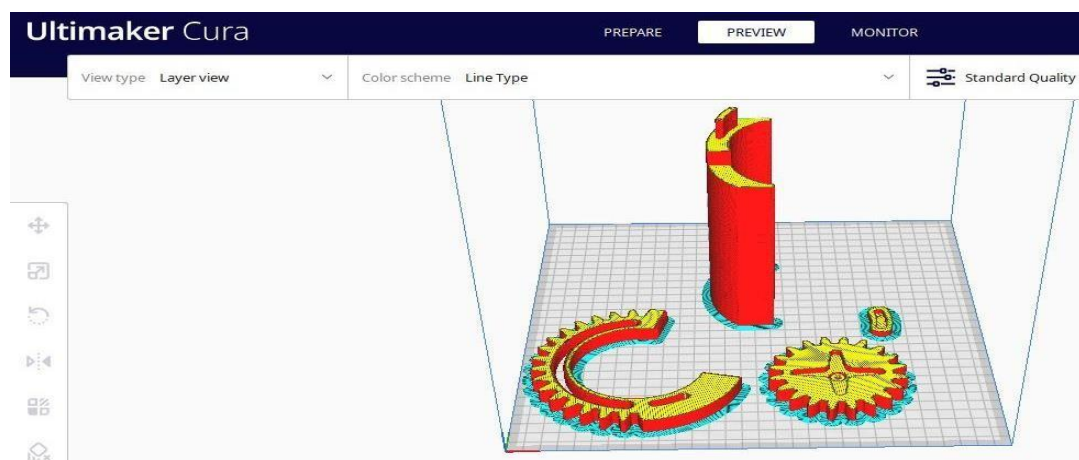


Se ha optado por la Impresión 3D, uno de los métodos más utilizados actualmente para la construcción de piezas. Normalmente, estas impresoras utilizan plásticos de alta calidad y resistencia como lo es el PLA, adecuados para diversos proyectos y ensamblajes mecánicos, especialmente útiles

para prótesis médicas. Estos materiales no solo cumplen con los requerimientos de funcionamiento, sino que también permiten su manipulación y moldeado incluso después de la fabricación de las piezas. Son livianos, fáciles de ensamblar y tienen costos bajos. Además, esta manufactura es compatible con SolidWorks, lo que facilita el procesamiento del diseño con el software de la Impresora 3D, permitiendo obtener piezas de calidad y acabados precisos como se ve en la figura 40.

Figura 40

Programa de impresión



4.8.2 Ensamble Y Construcción

Figura 41

Proceso de impresión



La selección precisa de elementos de fijación y sujeción en las piezas, como agujeros roscados, ranuras, tapas y huecos destinados a palancas de transmisión, se vuelve fundamental. La fabricación detallada y precisa de estas piezas mediante impresión 3D, considerando las tolerancias adecuadas en los agujeros, simplifica notablemente el proceso de ensamblaje. La precisión de las piezas fabricadas garantiza un montaje fluido y eficiente de cada componente, permitiendo una integración sin problemas y una mayor calidad en el producto final, como se ve en la figura 42.

Empleamos tornillos roscados para madera como elementos de fijación, como se observa en la figura 59, los cuales posibilitan la unión entre piezas y la perforación del plástico de manera sencilla, asegurando los elementos utilizados. Esta práctica no solo facilita la construcción del exoesqueleto, sino que también simplifica tanto el montaje como el desmontaje del dispositivo.

Figura 42

Detalles de montaje



Reconocemos un ensamblaje preciso, evitando holguras entre las piezas y garantizando tolerancias adecuadas en las ranuras deslizantes, así como el diseño preciso de los engranajes según los parámetros establecidos, son aspectos fundamentales para el funcionamiento del dispositivo. Estos criterios de ensamblaje contribuyen significativamente a la firmeza del exoesqueleto y a la resistencia de las piezas ante vibraciones o fuerzas de torsión que podrían causar un mayor desgaste.

Para preservar la vida útil de las piezas y componentes, es esencial llevar a cabo un ensamblaje de alta calidad en todo el exoesqueleto. Esto no solo garantiza un rendimiento óptimo a lo largo del tiempo, sino que también lo hace más confiable y seguro en su operación.

4.8.3 Movimientos Y Mecanismos

- Flexión – Extensión del codo

Se presenta el funcionamiento del movimiento mediante la instalación de servomotores y mecanismos, así como los sistemas de sujeción empleados para fijar el dispositivo a la extremidad del usuario. Se procede a montar el exoesqueleto y a realizar pruebas de interacción del dispositivo con una persona. Es importante señalar que, en esta fase, aún no se han integrado los sistemas de control, por lo que la evaluación se limita a verificar la correcta ejecución del montaje en la figura 43.

Figura 43

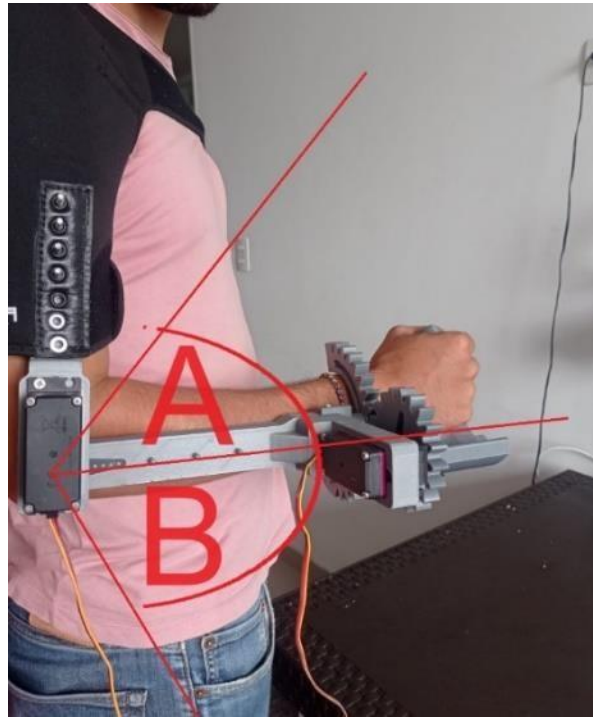
Flexión – Extensión del codo



Los ángulos de operación son de A: 70° y B: 90° , los cuales se pueden apreciar en la figura 44, completando un recorrido de 160° , estando en el rango recomendado.

Figura 44

Ángulos de Flexión – Extensión del codo



- Pronosupinación Muñeca

Para los movimientos de pronosupinación, se procede a montar la guía ajustable y el mango, lo que permitirá verificar el agarre del usuario. Durante esta fase, se evalúa la funcionalidad del sistema de ajuste, asegurando que sea intuitivo y adaptable a diferentes tamaños de manos. Además, se comprueba que la transmisión de engranajes como se muestra en la figura 45, encargada de facilitar el movimiento, esté operando de manera óptima, sin fricciones ni obstrucciones. Es fundamental que el dispositivo brinde una sensación de seguridad y comodidad al usuario. Por ello, se evalúa su ergonomía, considerando factores como la distribución del peso y el diseño de las superficies de contacto. Finalmente, se verifica que los rangos de movilidad

establecidos se respeten durante el funcionamiento, lo cual es esencial para asegurar una rehabilitación eficaz y satisfactoria.

Figura 45

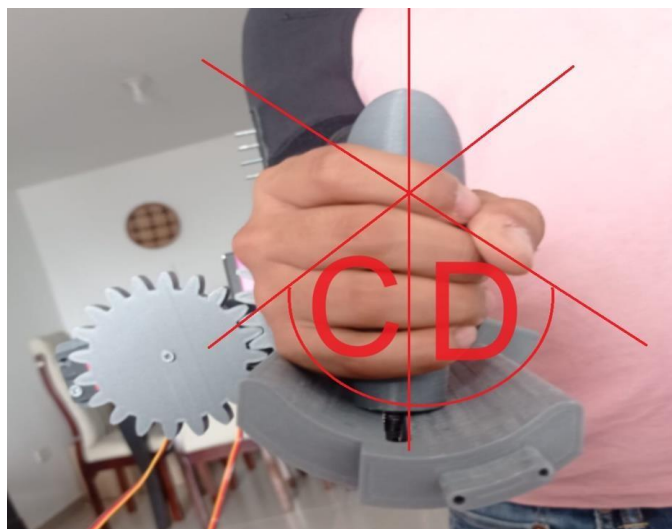
Posición de pronosupinación del antebrazo



Los ángulos de operación son de C: 56.25° y D: 56.25° , los cuales se pueden apreciar en la figura 63, esto completando un recorrido de 112.5° .

Figura 46

Ángulo de pronosupinación del antebrazo



4.8.4 Sistemas De Sujeción

El exoesqueleto se sujeta al cuerpo mediante una hombrera modificada, la cual cuenta con ojales para permitir el paso de los tornillos de sujeción, como se observa en la figura 47.

Figura 47

Sujeción del exoesqueleto



Quedando completamente instalado como se observa en la figura 65.

Figura 48

Exoesqueleto instalado



Para mejorar la sujeción del dispositivo a la extremidad superior, se incorpora una correa elástica ajustable tipo reata con sistema de argollas. Este detalle permite un ajuste más preciso del exoesqueleto al antebrazo, proporcionando una mayor ergonomía y comodidad al usuario, también añade un nivel adicional de seguridad, la cual se observa en la figura 49.

En situaciones donde la persona suelte el mango de agarre del exoesqueleto, esta correa evita que el dispositivo se caiga o pierda su posición, garantizando una experiencia más segura y confiable.

Figura 49

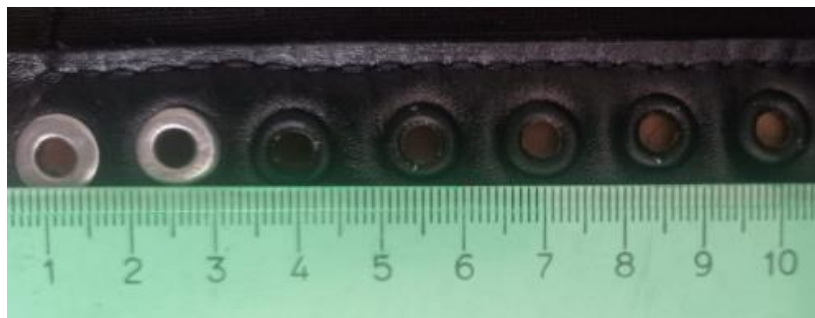
Sujeción antebrazo



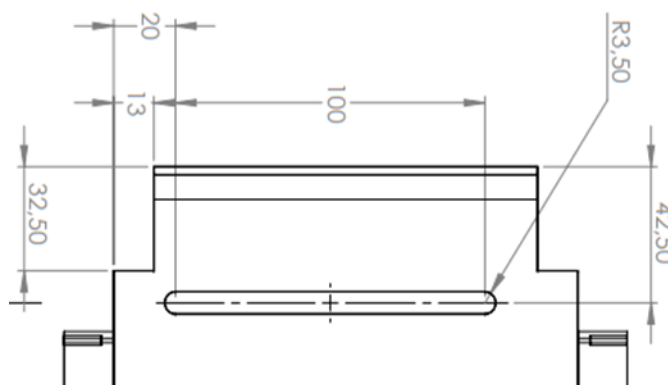
4.8.5 Rangos De Adaptación

El exoesqueleto cuenta con 2 diferentes ajustes de rango:

- El primero cambiando el acople con la hombrera, como se ve en la figura 47 o en el plano 8/22, se logra adaptar la altura del brazo, en un rango de 9 [cm] variando cada 1.5 [cm] como muestra la figura 50.

Figura 50*Ajuste Hombrera*

El segundo moviendo la pieza 2.10 (mango), como se ve en la figura 51 o en el plano 13/22, se logra adaptar la longitud del antebrazo, en un rango de 10 [cm] por medio del mango que va sobre la ranura guía.

Figura 51*Ajuste antebrazo*

4.8.6 Cambio De Brazo

Una de las características más significativas del exoesqueleto es que puede ser adaptado en ambas extremidades, este objetivo se ha conseguido mediante un diseño pensado para que el prototipo pueda armarse y desarmarse en su totalidad de una manera sencilla, los mecanismos de transmisión no interfieren, ya que son desmontables fácilmente, esta funcionalidad permite girar

un grupo de piezas a 180° consiguiendo ensamblar el prototipo recreando un efecto espejo en el diseño como lo vemos en la Figura 52. En situaciones donde la persona suelte el mango de agarre del exoesqueleto, esta correa evita que el dispositivo se caiga o pierda su posición, garantizando una experiencia más segura y confiable.

Figura 52

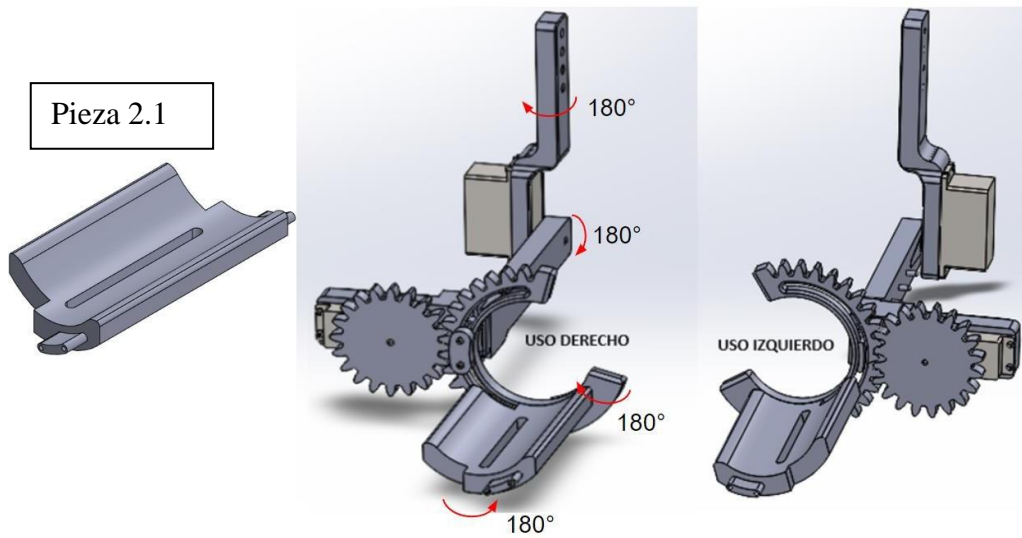
Exoesqueleto en el brazo izquierdo



De esta manera, el exoesqueleto puede realizar terapias a pacientes que necesitan ser intervenidos en ambas extremidades; La pieza 2.1 mostradas en la Figura 53, juega un papel importante en esta característica, ya que es quien permite girar libremente el mecanismo de engranajes y cumplir con los rangos de movimientos definidos, esta pieza es elaborada con el objetivo de brindar estabilidad a la muñeca y cuadrar rangos dimensionales del paciente, también es diseñada para que se adapte mejor a los movimientos de pronosupinación del antebrazo y pueda ser usada en el montaje del prototipo en ambos brazos girándola a 180° al igual que las demás piezas.

Figura 53

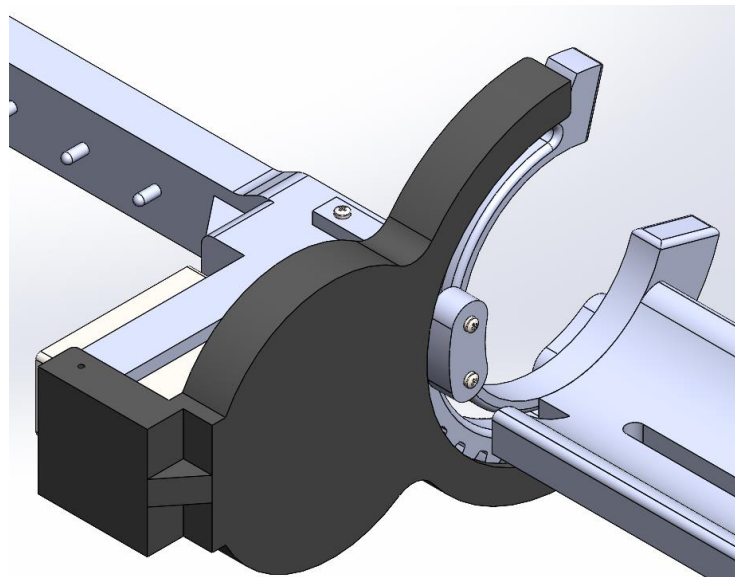
Método desarmable para usar el exoesqueleto en ambas extremidades



4.8.7 Protección De Seguridad (Engranajes)

Figura 54

Protección de seguridad

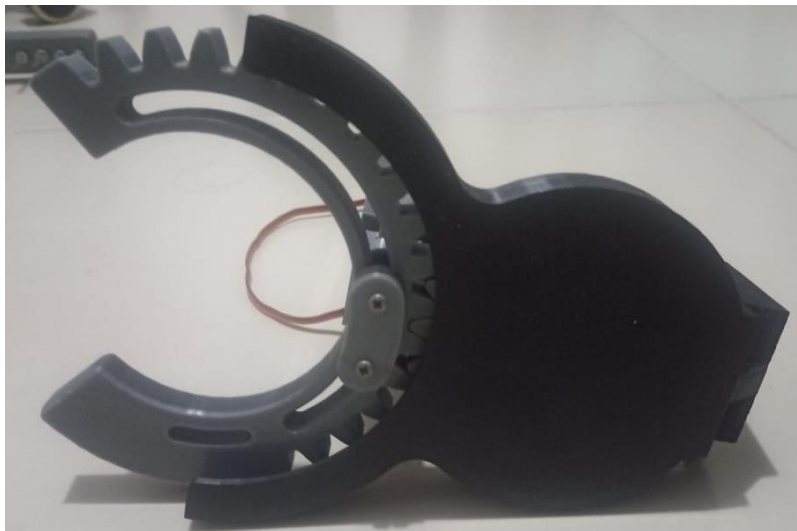


Esta protección ha sido diseñada específicamente para prevenir obstrucciones en el mecanismo del exoesqueleto. Esta pieza es fundamental como parámetro de seguridad, ya que actúa como una barrera que evita la entrada de objetos extraños en los componentes móviles. La inclusión de esta protección es crucial para mitigar el riesgo de accidentes que podrían comprometer la operación del dispositivo.

Si un objeto ajeno se introduce en los dientes de los engranajes, pueden producirse situaciones de riesgo para el paciente, incluyendo el potencial daño tanto al exoesqueleto como a la integridad física del usuario. Por lo tanto, esta protección fabricada como se ve en la figura 55. no solo garantiza el funcionamiento óptimo del mecanismo, sino que también salvaguarda la seguridad del paciente, contribuyendo a un entorno de rehabilitación más seguro y eficaz.

Figura 55

Protección de seguridad II



4.8.8 Detalles Y Sensaciones Del Exoesqueleto

El exoesqueleto fabricado se ha diseñado priorizando la comodidad del usuario y la optimización de sus componentes. Uno de los principales requisitos de diseño fue asegurar que el dispositivo no fuera robusto ni pesado, facilitando así su manipulación, transporte, ensamblaje y operación en todo momento.

Se ha prestado especial atención a la ergonomía para asegurar una adaptación cómoda a la extremidad superior, evitando molestias en la piel por contacto entre las superficies del dispositivo y la piel. Además, se ha enfocado en garantizar que el exoesqueleto se fije y ajuste correctamente a la piel, proporcionando presión suficiente para mantenerse en su lugar durante cualquier actividad, sin deslizarse y adaptándose a diferentes anatomías.

El dispositivo supera las expectativas en términos de ergonomía y comodidad para los usuarios. Su diseño permite su colocación en el exterior de la extremidad superior y se adapta a diferentes anatomías sin causar roces, heridas ni molestias en la piel.

Los mecanismos de transmisión de potencia mediante servomotores cumplen eficazmente su función, proporcionando la energía necesaria para soportar el peso y la fuerza del brazo, así como cualquier carga adicional que se oponga al movimiento.

Presupuesto

A continuación, se expone el presupuesto necesario para llevar a cabo el proyecto.

Descripción	Unidad	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
Recursos Humanos				
Director de proyecto	Hora	40	\$ 100.000,00	\$ 4.000.000,00
Codirectores de proyecto	Hora	5	\$ 80.000,00	\$ 400.000,00
Estudiantes	Hora	600	\$ 5.000,00	\$ 3.000.000,00
Software				
SolidWorks	Año	2	\$ 14.905.000,00	\$ 29.810.000,00
Arduino	Año	1	\$ 3.000,00	\$ 3.000,00
Word y Exel	Año	2	\$ 54.114,00	\$ 108.228,00
Equipos y Servicios				
Computador	Unidad	2	\$ 1.890.000,00	\$ 3.780.000,00
Impresión 3D	Servicio	3	\$ 350.000,00	\$ 1.050.000,00
Arduino	Unidad	1	\$ 26.500,00	\$ 26.500,00
Internet	Mes	8	\$ 30.000,00	\$ 240.000,00
Materiales				
Fotocopias	Unidad	285	\$ 200,00	\$ 57.000,00
USB	Unidad	2	\$ 15.600,00	\$ 31.200,00
Fuentes de poder	Unidad	2	\$ 38.500,00	\$ 77.000,00
Protoboard	Unidad	1	\$ 18.000,00	\$ 18.000,00
Lijas	Unidad	4	\$ 6.000,00	\$ 24.000,00
Tornillería	Unidad	30	\$ 800,00	\$ 24.000,00
Cableado	Unidad	30	\$ 500,00	\$ 15.000,00
Servomotores	Unidad	2	\$ 175.000,00	\$ 350.000,00
Hombreira	Unidad	1	\$ 35.000,00	\$ 35.000,00
Sujecciones	Unidad	3	\$ 4.000,00	\$ 12.000,00
Otros				
Envios	Unidad	10	\$ 7.500,00	\$ 75.000,00
Total				\$ 43.060.928,00

Conclusiones y Recomendaciones

Se llevó a cabo la caracterización de las longitudes, diámetros y pesos del antebrazo, aplicando un rango de adaptación específico para optimizar el acoplamiento del exoesqueleto a la anatomía promedio de los usuarios. Esta adaptabilidad busca maximizar la comodidad y la efectividad del dispositivo, garantizando una implementación que respete tanto la ergonomía como la funcionalidad del sistema, como recomendación para un futuro modelo real, se recomienda hacer uso de almohadillas o acolchados en las superficies de la estructura, así como apoyos que estén en contacto directo con la piel.

El material utilizado para la fabricación estructural fue PLA, moldeado mediante impresión 3D, lo que permitió flexibilidad en el diseño y modificaciones rápidas. Para las sujeciones, se optó por tornillería de acero, asegurando robustez en las conexiones. La unión al brazo se logró con una hombrera de neopreno, que proporcionó una combinación óptima entre sujeción firme y comodidad para el usuario.

Siguiendo los criterios de portabilidad, economía y funcionalidad, se seleccionaron los servomotores DSSERVO como los principales generadores de movimiento. Estos servomotores fueron elegidos por su capacidad de operación eficiente con un suministro de, adecuado para las demandas de movimiento del dispositivo, estos actuadores son fundamentales para el sistema de control, que con una buena interfaz de desarrollo y código de programación se logro establecer detalles complejos en los movimientos del exoesqueleto.

El sistema de movimiento se compuso de dos servomotores: uno dedicado a la flexión-extensión del codo y otro para la pronosupinación del antebrazo, lo que permitió un control preciso de ambos ejes de movimiento. El diseño se validó a través de modelado 3D y el funcionamiento en tiempo real del dispositivo, que revelaron aspectos clave para mejorar el rendimiento:

Sujeción: Se identificó la importancia de una sujeción adecuada. El uso de velcro puede generar movimientos indeseados, por lo que se recomienda el uso de una hombrera de diseño especializado que combine un agarre firme con confort.

Material PLA: El PLA demostró ser adecuado, permitiendo modificaciones en el diseño sin necesidad de reemplazar piezas completas. Esto lo convierte en una opción práctica y eficiente para el prototipo y producción.

Comodidad y fatiga: El sistema permitió movimientos fluidos sin generar fatiga muscular significativa, lo que es crucial para garantizar la usabilidad durante períodos prolongados de rehabilitación.

Velocidad: Aunque el sistema cumplió con los movimientos esperados, se observó una velocidad inicial más alta de lo deseado, sugiriendo la necesidad de ajustar la velocidad del servomotor para mejorar el control y la precisión del movimiento, el sistema de control logra dividir la velocidad en el porcentaje deseado, función que mejora la velocidad del dispositivo sin sacrificar torque.

Integridad estructural: No se presentaron rupturas ni deformaciones en ninguno de los componentes tras la puesta en marcha, lo que confirma la durabilidad de los materiales seleccionados.

Seguridad y emergencia: El uso de dispositivos donde interactúan personas requiere de mecanismos de emergencia para evitar algún contratiempo o accidente, en este caso se está tratando con pacientes que tienen afecciones y enfermedades que atacan el movimiento de las extremidades, por esta razón se utilizan botones de parada de emergencia para que el dispositivo corte comunicación con la operación y no suponga un peligro para el paciente ni para el mismo exoesqueleto.

Relación de engranajes: Se recomienda rediseñar la relación de engranajes, se determina que los grados de movimiento de prono – supinación en esta relación tienen libertad de movimiento reducidas de 0° hasta los 112° , el movimiento natural de la extremidad abarca ángulos desde los 0° hasta los 160° aproximadamente. Este rediseño es enfocado a que se pueda utilizar el dispositivo en todo el proceso terapéutico hasta que se rehabilite en su totalidad.

Referencias Bibliográficas

- Arpada, S. (2023). *Última Tecnología para la Rehabilitación de la Mano: Amadeo, Neuronrehab Blog*. Obtenido de <https://neuronrehab.es/blog/robotica/neurorehabilitacion/ultima-tecnologia-para-la-rehabilitacion-de-la-mano-amadeo/> (Accessed: 05 November 2023).
- Artdigital. (2021). *Pablo, Arraya Equipamiento Médico - PABLO*. Obtenido de <https://www.arrayamed.com/productos/79-pablo.html>
- Avila, R., P. L., Luz, E., Roselia, L., León, P., & González, E. (2018). *Problemas musculoesqueléticos generados por riesgo ergonómico View project Business Consulting Consultant View project. Edu.co*. Obtenido de <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/14486/2018sergiobohórquez4.pdf?sequence=6>
- Corporativa, I. (2022). *¿Qué son los exoesqueletos? Iberdrola*. Obtenido de <https://www.iberdrola.com/innovacion/que-son-los-exoesqueletos>
- De Girodmedical, M. (2019). *Descubre los mejores instrumentos para la rehabilitación muscular. El blog de Girodmedical*. Obtenido de https://www.girodmedical.es/blog_es/descubra-las-herramientas-esenciales-para-la-rehabilitacion-muscular/
- Diego, J. (s.f.). *Biomecánica - Esfuerzos Estáticos Coplanares*. Obtenido de <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>
- Ergonomía. (2018). *Clínica de Especialidades Sanitarias*. Obtenido de <https://www.clinicamts.com/ergonomia/>
- Exoskeleton Catalog / Medical / Upper Body Mobile Assistive / HAL Single Joint*. (2016). Obtenido de (<https://exoskeletonreport.com/product/hal-single-joint-elbow/>)
- Gordillo, N. (2017). *Ingenieriabiomédica* . Obtenido de Vol 30, núm 1.

- GRADOS DE LIBERTAD. (2017). *INTELIGENCIA ARTIFICIAL*. Obtenido de <https://sitiointeligenciaa.wordpress.com/grados-de-libertad/>
- Hal Sencillo Joint. (2020). *Exoskeleton Report*. Obtenido de <https://exoskeletonreport.com/product/hal-single-joint-elbow/>
- Hand of hope. (2023). *Exoskeleton Report*. Obtenido de <https://exoskeletonreport.com/product/hand-of-hope/>
- InMotion® arm. (2023). *BIONIK*. Obtenido de <https://bioniklabs.com/inmotion-arm/>
- Iomini, P., Martínez-Sellés, M., Elosua, R., Bayés-de-Luna, A., & Baranchuk, A. (2021). Síndrome de Bayés, accidente cere-brovascular y demencia. *Arch Peru Cardiol Cir Cardiovasc*. doi:10.47487/apcyccv.v2i1.126.
- MyoPro. (2021). *Exoskeleton Report*. Obtenido de <https://exoskeletonreport.com/product/myopro/>
- NX-A2. (2023). *Exoskeleton Report*. Obtenido de <https://exoskeletonreport.com/product/nx-a2>
- Pace, S., & Mayton, M. (2023). *Armeo®Power, Hocoma*. Obtenido de <https://www.hocoma.com/us/solutions/armeo-power/#advantages>
- Pareja, M. (2017). *¿Tratamiento pasivo o tratamiento activo en Fisioterapia? Vitonica.com; Vitónica*. Obtenido de <https://www.vitonica.com/fisioterapia/tratamiento-pasivo-o-tratamiento-activo-en-fisioterapia>.
- Sánchez-Galarza, A., Delfino-Blanco, C., Rosa-Rodríguez, Y., & Torres-Pagán, L. (2018). Percepción de salud general y calidad de vida de puertorriqueños/as con enfermedades cardiovasculares. *Salud & Sociedad*. doi:10.22199/S07187475.2018.0003.00007.
- Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M., & and Lugo-González, E. (s.f.). *Diseño de un prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro, Revista mexicana de ingeniería biomédica*. Obtenido de <https://www.redalyc.org/journal/619/61949530030/html/>

Traumatismo de la región del codo y antebrazo. (s.f.). Obtenido de [https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-03-28-](https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-03-28-16%20Traumatismos%20Codo%20y%20antebrazo.pdf)

[16%20Traumatismos%20Codo%20y%20antebrazo.pdf](https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-03-28-16%20Traumatismos%20Codo%20y%20antebrazo.pdf)

tyromotion. (s.f.). *Get to know PABLO®.* Obtenido de <https://tyromotion.com/en/products/pablo/>

World Health Organization. (s.f.). *Global Health Estimates: Life Expectancy and leading causes of death and disability (no date)* World Health Organization. Obtenido de

<https://www.who.int/data/gho/data/themes/mortality-and-global-health-estimates>