

**DESARROLLO DE UN SISTEMA MECATRÓNICO PARA LA REHABILITACIÓN
PASIVA DE PACIENTES CON DÉFICIT DE LA ACTIVIDAD MOTORA EN
MANOS, A CAUSA DE TRAUMA RAQUIMEDULAR**

**DAILIETH ANDREA PANA FERNÁNDEZ
GERMAN DAVID MARTÍNEZ VERBEL**

**TRABAJO DE GRADO PRESENTADO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO MECATRÓNICO**

**ASESORES DISCIPLINARES:
Dr. PABLO DANIEL BONAVERI ARANGO, MSc.
ING. CARLOS GABRIEL DIAZ SÁENZ, PhD.**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL CARIBE
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA
BARRANQUILLA - COLOMBIA**

2020

Nota de aceptación

Firma del jurado 1

Firma del jurado 2

DEDICATORIA

A mis padres: Elieth José Pana Solano, Daiciris Nawel Fernández Duran;

A mi hermano: Luis Carlos Pana Fernández

A mi novio y compañero de toda la vida: Juan Alberto Fernández Sierra

A mis amigas incondicionales: Angeline María Pérez Quintero, Ivonne Katherine Vizcaíno Cabrera

A mi Padre: Tomas Antonio Martínez Verbel

A mi Madre: Diana Patricia Verbel Torres

A mi Hija: Lucia Isabell Martínez Solano

A la Madre de mi Hija: Thainnath Lucila Solano Sanguino

Agradecemos al Dr. Pablo Daniel Bonaveri Arangoa nuestro asesor de tesis y al Ing., Carlos Gabriel Diaz Sáenz co-asesor de tesis, por la paciencia, tiempo, conocimiento, y demás aportes, que nos permiten alcanzar los logros propuestos, en este proyecto de investigación, sin su apoyo no habría sido posible.

A todos los mencionados, desde lo más profundo de nuestro corazón, los más sinceros agradecimientos.

TABLA DE CONTENIDO

| | |
|---|----|
| LISTA DE FIGURAS | 6 |
| LISTA DE TABLAS | 8 |
| LISTA DE ECUACIONES..... | 9 |
| GLOSARIO | 10 |
| RESUMEN | 11 |
| ABSTRACT | 11 |
| INTRODUCCIÓN | 12 |
| 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 13 |
| 1.1. ANTECEDENTES | 13 |
| 1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA | 13 |
| 1.2. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE..... | 14 |
| 2. OBJETIVOS | 15 |
| 2.1. OBJETIVO GENERAL | 15 |
| 2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 15 |
| 3. MARCO DE REFERENCIA | 16 |
| 3.1. ESTADO DEL ARTE..... | 16 |
| 3.2. MARCO TEÓRICO..... | 33 |
| 3.2.1 TRAUMA RAQUIMEDULAR | 33 |
| 3.2.2 LESIONES DE LOS NERVIOS PERIFÉRICOS | 34 |
| 3.2.3 ANATOMÍA OSTEOARTICULAR..... | 35 |
| 3.2.4 MOVIMIENTOS DE LA MANO | 36 |
| 3.2.5 MOVIMIENTOS DE LOS DEDOS | 38 |
| 3.2.6 BIOMECASTRÓNICA | 39 |
| 4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO | 44 |
| 4.1. METODLOGÍA | 44 |
| 4.2. TIPO DE METODOLOGIA | 46 |
| 4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO | 47 |
| 5. PRESUPUESTO..... | 48 |
| 5.3. PRESUPUESTO GENERAL | 48 |
| 5.4. PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO | 48 |
| 5.5. CONSULTORIA ESPECIALIZADA..... | 49 |
| 5.6. MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS | 50 |

| | | |
|--------|--|-----|
| 6. | PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | 51 |
| 6.3. | DISEÑO DEL PROTOTIPO | 51 |
| 6.1.1. | DISEÑO DEL EXOESQUELETO..... | 52 |
| 6.2. | DISEÑO DISPOSITIVO FINAL | 80 |
| 6.2. | MATERIALES | 83 |
| 6.2.1. | PLA (Poliácido Láctico) | 83 |
| 6.3. | RECOLECCIÓN DE DATOS | 84 |
| 6.4. | ANÁLISIS DE RESULTADOS | 86 |
| 6.4.1. | ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL PROTOTIPO..... | 87 |
| 6.5. | MANUAL DE USUARIO | 94 |
| | CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | 94 |
| | REFERENCIAS | 95 |
| | ANEXOS | 102 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|--------------------------------------|
| Figura 1. Lesión de la médula espinal..... | 34 |
| Figura 2. Ilustración de la inervación sensitiva de la mano, que muéstralos territorios de los nervios mediano, radial y cubital..... | 35 |
| Figura 3. Arcos de la mano..... | 36 |
| Figura 4. Movimientos de la muñeca..... | 36 |
| Figura 5. Movimientos de la mano abducción y aducción..... | 37 |
| Figura 6. . Movimiento de la mano flexión y extensión..... | 37 |
| Figura 7. Movimiento de la articulación MCF..... | 38 |
| Figura 8. Flexión de las articulaciones IFP..... | 39 |
| Figura 9. Flexión de las articulaciones IFP..... | 39 |
| Figura 10. Biomecatronica en el cuerpo humano..... | 40 |
| Figura 11. Metodología del diseño..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 12. Diseño de pieza para sujetar las falanges media y proximal..... | 53 |
| Figura 13. Pieza impresa del diseño preliminar..... | 53 |
| Figura 14. Piezas en sus dos estados para la flexión de los dedos..... | 54 |
| Figura 15. Diseño de pieza auxiliar para convertir el movimiento lineal del motor en angular..... | 54 |
| Figura 16. Modelo final impreso en 3D..... | 55 |
| Figura 17. Barras extensoras para unión de piezas de falanges..... | 55 |
| Figura 18. Relación de ángulos en la pieza intermedia..... | 61 |
| Figura 19. Placa de circuito impreso del controlador..... | 64 |
| Figura 20. Vistas caja controlador..... | 64 |
| Figura 21. Caras de la caja del controlador..... | 66 |
| Figura 22. Caja de control funcional..... | 66 |
| Figura 23. comunicación de Blynk..... | 67 |
| Figura 24. interfaz del controlador en Blink..... | 69 |
| Figura 25. Arduino UNO..... | 70 |
| Figura 26. Modulo Bluetooth HC-05..... | 71 |
| Figura 27. Actuador lineal ACTUONIX serie R-L16..... | 72 |
| Figura 28. Datasheet actbarruador lineal ACTUONIX serie R-L16..... | 72 |
| Figura 29. Ensamblaje piezas de falanges..... | 73 |
| Figura 30. ensamble piezas de falanges y motor..... | 73 |
| Figura 31. Piezas de Falanges Sujetadas con Velcro..... | 74 |
| Figura 32. Prueba motriz..... | 74 |
| Figura 33 ensamble de todas las piezas de..... | 75 |
| Figura 34. Base motor..... | 75 |
| Figura 35. Pieza antebrazo..... | 76 |
| Figura 36. pieza antebrazo vista lateral..... | 77 |
| Figura 37. Pieza soporte del Exoesqueleto..... | 77 |
| Figura 38. Viste lateral derecho de pieza moldeada..... | 77 |
| Figura 39. vista lateral izquierdo pieza moldeada..... | 78 |

| | |
|--|--------------------------------------|
| Figura 40. sujeción del exoesqueleto con velcro..... | 79 |
| Figura 41. Base de los motores acoplada al soporte de la mano..... | 80 |
| Figura 42. Exoesqueleto final vista frontal..... | 81 |
| Figura 43. Exoesqueleto final..... | 81 |
| Figura 44. Rollos de hilos de PLA..... | 83 |
| Figura 45. Ejercicios con la fisioterapeuta..... | 84 |
| Figura 46. Prueba con fisioterapeuta..... | 85 |
| Figura 47. Movimiento de extensión en el paciente 0%, 50% y 60%..... | 86 |
| Figura 48. Movimientos de extensión y compresión..... | 88 |
| Figura 49. Análisis geométrico del Angulo de extensión de la mano..... | 89 |
| Figura 50. Prueba de sujeción de bola de esponja..... | 90 |
| Figura 51. Prueba soltar bola de esponja..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 52. Prueba sujeción celular..... | 91 |
| Figura 53. Prototipo rehabilitador pasivo..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 54. Descripción del prototipo rehabilitador.... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 55. Unión de las piezas falanges al motor..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 56. Unión de la base con motor y las pizas falanges.... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 57. Colocación del exoesqueleto en la mano | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 58. Descripción del controlador..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 59. Descripción de la interfaz en la aplicación Bynk..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 60. Modo editor de la interfaz..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 61. Editor del botón digital bluetooth..... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 62. Dispositivos disponibles para conexión... | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 63. Conexión establecida entre dispositivos. | ¡Error! Marcador no definido. |
| Figura 64. Modo Run de la interfaz conectada..... | ¡Error! Marcador no definido. |

LISTA DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Plan de Trabajo | 47 |
| Tabla 2. Presupuesto general. | 48 |
| Tabla 3. Costo personal científico. | 49 |
| Tabla 4. Costo personal de apoyo..... | 49 |
| Tabla 5. Costo consultoría especializada. | 49 |
| Tabla 6. Costo material e insumos. | 50 |
| Tabla 7. Costo trabajo de campo. | 50 |
| Tabla 8. Costo equipos usados. | 51 |
| Tabla 9. Medición dedos del paciente | 52 |
| Tabla 10 Resultados bucle 1 | 61 |
| Tabla 11 Resultados bucle 2 | 63 |

LISTA DE ECUACIONES

| | |
|--|----|
| Ecuación 1. Sistema de referencia vectorial de un punto fijo | 41 |
| Ecuación 2. Igualación de diferentes sistemas de coordenadas de un mismo punto | 41 |
| Ecuación 3. Matriz de transformación. | 41 |
| Ecuación 4. Matriz de Rotación. | 42 |
| Ecuación 5. Matriz de rotación en cada eje..... | 42 |
| Ecuación 6. Matriz de transformada homogénea | 42 |
| Ecuación 7. Denavit – Hartenberg en una matriz de transformación homogénea. | 42 |
| Ecuación 8. Movilidad de un mecanismo plano..... | 43 |
| Ecuación 9. . ecuación escalar de posición en función de variable primaria | 57 |
| . Ecuación 10. ecuación escalar de posición en función de variables secundarias. | 57 |
| Ecuación 11. ecuación escalar de posición derivada respecto al tiempo | 57 |
| Ecuación 12. variable primaria del bucle 1 | 58 |
| Ecuación 13. variable secundaria 1 del bucle 1. | 58 |
| Ecuación 14. variable secundaria 2 del bucle 1. | 58 |
| Ecuación 15. Constantes conocidas del bucle 1. | 59 |
| Ecuación 16. Constantes del bucle 1 sobre el eje X | 59 |
| Ecuación 17. Constantes del bucle 1 sobre el eje Y | 59 |
| Ecuación 18. matriz de velocidades con Método Jacobiano para las variables secundarias | 59 |
| Ecuación 19. Matriz de velocidades con respecto a la variable primaria q..... | 60 |
| Ecuación 20. Resultante de la variable primaria de la sumatoria de ángulos..... | 61 |
| Ecuación 21. Constantes del Bucle 2..... | 62 |
| Ecuación 22. Constantes del bucle 2 proyectadas en el eje X..... | 62 |
| Ecuación 23. Constantes del bucle 2 proyectadas en el eje Y..... | 62 |
| Ecuación 24. Matriz de velocidades bucle 2 respecto a las variables secundarias | 62 |
| Ecuación 25. Matriz de velocidades bucle 2 respecto a la variable primaria..... | 62 |

GLOSARIO

Rehabilitación pasiva: técnicas que se realizan sin necesidad de movimiento voluntario del paciente.

Sistema mecatrónico: Es aquel que en todo momento está procesando información, registra, procesa, y actúa, puede aprender y mecanizar aparte de poseer un cierto grado de inteligencia.

Trauma raquimedular: Es aquel daño de la médula espinal raíces o envolturas como consecuencia de un trauma que afecte a la columna vertebral.

Herramienta CAD: conjunto de herramientas que permiten el diseño asistido por computador.

Biomecánica: Ciencia que estudia las fuerzas y las aceleraciones que actúan sobre los organismos vivos.

Biomecatrónica: Es la aplicación de la mecatrónica como la sinergia multidisciplinaria de mecánica, electrónica y ciencias de la computación de Ingeniería Biónica que genera los sistemas, para resolver problemas de sistemas biológicos, en particular el desarrollo de nuevos tipos de prótesis, simuladores quirúrgicos, control de posición de instrumental médico.

Exoesqueleto mecánico: es una máquina móvil consistente primariamente en un armazón externo (comparable al exoesqueleto de un insecto) que lleva puesto una persona y un sistema de potencia de motores o hidráulicos que proporciona al menos parte de la energía para el movimiento de los miembros.

Mecanismo: Conjunto de piezas o elementos que ajustados entre sí y empleando energía mecánica hacen un trabajo o cumplen una función.

Atrofia muscular: Es el desgaste (adelgazamiento) o pérdida del tejido muscular.

RESUMEN

El presente documento obedece al cumplimiento de desarrollar un sistema mecatrónico para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit de la actividad motora en manos, a causa de un trauma raquímedular; dando datos detallados sobre cómo fue el proceso del diseño mecánico, fabricación y construcción de un dispositivo mecatrónico tipo exoesqueleto de mano para su utilización en tareas de rehabilitación de mano. Este dispositivo mecatrónico se compone de: una parte mecánica (esqueleto externo a la mano) capaz de realizar todos sus movimientos acordes a la geometría y cinemática natural de la mano humana y una parte electrónica de control que efectuará el movimiento dicho dispositivo mediante un teléfono celular enlazados por bluetooth. Ambas partes funcionan conjuntamente para conseguir una rehabilitación pasiva con movimientos de apertura y cierre de la mano.

Palabras claves: Diseño mecánico, exoesqueleto, impresión 3D, control de movimientos, bluetooth.

ABSTRACT

This document is due to the fulfillment of developing a mechatronic system for the passive rehabilitation of patients with deficits in motor activity in the hands, due to spinal cord trauma; giving detailed data on how was the process of mechanical design, manufacture and construction of a hand exoskeleton type mechatronic device for use in hand rehabilitation tasks. This mechatronic device will be composed of: a mechanical part (external skeleton to the hand) capable of carrying out all its movements according to the geometry and natural kinematics of the human hand and an electronic control part that will carry out the movement of said device by means of a cell phone linked by bluetooth. Both parts will work together to achieve a passive rehabilitation with opening and closing movements of the hand.

Keyword: Mechanical design, exoskeleton, 3D printing, movement control, bluetooth.

INTRODUCCIÓN

La base principal de los problemas en la población discapacitada, por haber sufrido un trauma raquímedular, tiene razón de ser a partir de la baja capacidad de oportunidades en el desarrollo independiente en las áreas económicas y sociales, lo que concluye en reprimir el desarrollo de su potencial humano.

Los aportes en el área de la ciencia, la práctica de la Medicina Física y Rehabilitación médica ha ido evolucionando hasta el punto de contribuir en grandes desarrollos tecnológicos y apreciar excelentes resultados en las personas discapacitadas, cada vez son más las disciplinas que se involucran en la investigación y desarrollo de sistemas de rehabilitación, dando soluciones trascendentes en los campos social y de la salud.

El trauma raquímedular es una de las lesiones más catastróficas desde el punto de vista físico, económico y social, considerando el peligro que expone esta condición debido que incluye diversos grados de parálisis motora, pérdida sensorial, deterioro del intestino, vejiga y funciones fisiológicas sexuales entre otros, que cambian la vida no solo al individuo lesionado sino también a su familia.

La intención de esta investigación es desarrollar un sistema de rehabilitación en las manos de pacientes con déficit de la actividad motora, a razón de secuelas por daño medular, afectación cervical en la zona C3, C5 y estallido en C4.

Lo anterior, se logró partir de conocimientos mecatrónicos y trabajo colaborativo con especialistas de la medicina, para brindarle a estas pacientes posibilidades de bienestar en su salud e independencia en su desarrollo cotidiano.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. ANTECEDENTES

El ser humano siempre ha manifestado, a partir de la curiosidad, intenciones de descifrar el funcionamiento de todos los fenómenos o incluso enigmas de su propio cuerpo. Gracias a los avances tecnológicos, en nuestra actualidad se han logrado grandes desarrollos de dispositivos mecánicos y electromecánicos capaces de desempeñar alguna función específica del cuerpo humano. Tales trabajos han sido aplicados a disciplinas como la medicina, en particular al área de rehabilitación de extremidades, sabiendo que un proceso de rehabilitación es el camino para recuperar la actividad motriz en una persona con algún tipo de lesión mediante movimientos continuamente pasivos.

La situación problema puntual de esta investigación, radicó a partir de dar solución a pacientes con trauma en la médula y lesiones cervicales en la C3, C5 y estallido de la C4. Estas lesiones predominan en la población joven (el 50% entre 16-30 años) y en el sexo masculino (82%); 48% relacionado a incidentes de tránsito Factores de riesgo: velocidad, alcohol, no uso de cinturón, 21% caídas, 15% lesiones penetrantes, 14% en la práctica de deportes de contacto y 2% otros traumatismos

1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

Teniendo en cuenta lo anterior mencionado y la magnitud de dificultades que genera un trauma raquímedular en las actividades principales diarias e independencia en cuanto a la calidad de vida en las personas afectadas, se pretendió buscar alternativas para la rehabilitación de dicho problema.

Así, nos formulamos la siguiente pregunta problema:

¿Se puede aumentar la actividad motriz voluntaria en las manos de un paciente, implementado un sistema mecatrónico capaz de aprovechar la poca sensibilidad existente en el área afectada?

1.2. JUSTIFICACIÓN Y ALCANCE

La tetraplejía o cuadriplejía es un signo clínico por el que se produce parálisis total o parcial de brazos y piernas por un daño en la médula espinal, específicamente en la en alguna de las vértebras cervicales.

El presente proyecto buscó aumentar la actividad motriz presente en las manos de un paciente con trauma raquímedular, mediante la implementación de un sistema mecatrónico que funcione como rehabilitador pasivo controlado desde un dispositivo móvil celular, en este mismo orden de ideas, la comunicación entre el exoesqueleto y el teléfono celular será a través de bluetooth gracias a una interfaz de control con Arduino.

El desarrollo de este rehabilitador ejecuta tres ejercicios pasivos con el paciente, las cuales son:

- Función en pausa: este modo de funcionamiento abre y cierra todos los dedos de la mano de manera pausada; este ejercicio le permite al paciente intentar tomar y sostener un objeto.
- Función bucle cambio de velocidad: este modo de funcionamiento abre y cierra todos los dedos de la mano una y otra vez de manera continua y automática (abrir, cerrar, abrir, cerrar...), así como también regular la velocidad en la que se ejecutara el ejercicio.
- Función dedo por dedo: este funcionamiento abre y cierra un dedo a la vez, este modo ejercitara cada dedo de manera individual con un bucle de abrir y cerrar.

Implementando el sistema terapéutico para personas con dificultades motoras en las manos a raíz de traumas medulares, se quiere no solo ayudar a esta persona ahora tratada sino, a todas aquellas que tenga este problema o uno similar, para permitirle tener beneficios en la salud y en sus actividades cotidianas a partir del uso de este sistema mecatrónico.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un sistema mecatrónico para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit de la actividad motora en manos a causa de trauma raquimedular

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un sistema mecatrónico de rehabilitación pasiva en pacientes con déficit en actividad motora en manos para su simulación.
- Construir un sistema mecatrónico de rehabilitación pasiva de actividad motora en manos para pacientes con trauma raquimedular.
- Implementar el sistema mecatrónico de rehabilitación pasiva para su verificación y testeo.

3. MARCO DE REFERENCIA

3.1. ESTADO DEL ARTE

Gracias al amplio auge que ha tenido la automatización con la robótica en los últimos años, se han evidenciado importantes investigaciones y desarrollos aplicados a los procesos de rehabilitación del cuerpo humano. Algunos de estos dispositivos construidos son enfocados a las terapias de manos y dedos, tales como se mostrará en la siguiente tala de referencias:

- **Un exoesqueleto antropomórfico de la mano para prevenir la fatiga de la mano del astronauta durante las actividades extra vehiculares.** (*An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities*): Presenta un prototipo de un exoesqueleto de mano motorizado que está diseñado para ajustarse sobre la mano enguantada de un astronauta y compensar la rigidez del traje espacial presurizado. El exoesqueleto tiene un diseño de tres dedos, el tercer y cuarto dedos se combinan para aligerar y simplificar el ensamblaje. Los movimientos de la mano son monitoreados por una serie de sensores de presión, montados entre el exoesqueleto y la mano. [1]
- **Un exoesqueleto manual de accionamiento semi-directo que utiliza un motor ultrasónico.** (*A semi-direct drive hand exoskeleton using ultrasonic motor*): Con énfasis en la realidad virtual, el exoesqueleto consiste en un guante para sentir objetos en ambientes virtuales usando motores ultrasónicos, sensores de fuerza y sensores para el movimiento angular, convirtiendo la señal de los sensores de fuerza al torque que debe generar el motor. [2]
- **Exoesqueleto virtual para tele manipulación:** Combinan la realidad virtual con un exoesqueleto real, creando un sistema con comunicación hombre-

máquina basado en visión. Este sistema, está diseñado para que un computador o una unidad de control puedan ver y seguir la posición de las manos de una persona, y la intención es que dicho sistema sea utilizado como un exoesqueleto virtual para tareas simples de tele-manipulación, donde se tienen hasta cinco grados de libertad, tres para la ubicación de la muñeca y dos para la orientación del actuador. [3]

- **El guante maestro Rutgers II-nuevo diseño fuerza de retroalimentación.** (*The rutgers master II-new design force feedback glove*): El diseño de una mano robótica con el fin de ayudar en la rehabilitación de personas con algún tipo de discapacidad. Este instrumento para terapia de rehabilitación tiene un mecanismo de 18 grados de libertad y movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. Para el sistema de control se necesitaron 22 servomotores con la tarea de producir el movimiento en cada uno de los dedos cuyos sensores permitían un control en lazo cerrado haciendo referencia a un controlador de tipo PD. [4]
- **Dispositivo háptico de exoesqueleto multidigitado que utiliza realimentación de fuerza pasiva para tele operación diestra.** (*Multifingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation*): Proponen una nueva metodología para sistemas maestro-esclavo, usando realimentación pasiva de fuerza, Construyen un exoesqueleto maestro para la mano que cuenta con tres dedos de cuatro grados de libertad (GDL) cada uno (doce GDL en total). Utilizan realimentación de fuerza y un algoritmo de control que usa embragues electromagnéticos y elementos elásticos. [5]
- **Mano robótica antropomórfica mano sombra.** (*Mano robótica antropomórfica Shadow Hand*): Es una mano de dimensiones similares a la humana, con cinco dedos, 20 grados de libertad y 40 actuadores neumáticos, llamados músculos de aire, que están ubicados en el antebrazo. La

información acerca de la posición de los dedos es proporcionada por una serie de sensores de efecto hall integrados en las articulaciones. También cuenta con sensores de fuerza y sensores ultrasensibles en la punta de los dedos. La comunicación se realiza desde un PC con una tarjeta parallel-to-CAN. Integra un microcontrolador PIC que gestiona la red local CAN bus. En 2009, se lanzó otra versión de la Shadow Hand que utiliza como actuadores 20 motores DC. [6]

- **Dispositivo de asistencia de energía portátil para agarrar con la mano usando un músculo de goma artificial neumático:** El propósito de este estudio es desarrollar un dispositivo de asistencia de energía portátil para agarrar la mano con el fin de apoyar la Actividad de la Vida Diaria (ADL) de forma segura y fácil. En este documento, se describe el mecanismo del dispositivo de asistencia de potencia desarrollado y luego se analiza la efectividad de este dispositivo de forma experimental. [7]
- **Neurorrehabilitación asistida por robot de las extremidades superiores:** El documento proporciona una descripción general de los dispositivos existentes que pueden apoyar la terapia de movimiento de las extremidades superiores en sujetos con patologías neurológicas. Los dispositivos se comparan críticamente con respecto a la función técnica, la aplicabilidad clínica y, si existen, los resultados clínicos. [8]
- **Diseño mecánico y control de movimiento de un exoesqueleto de mano para rehabilitación.** (*Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation*): Desarrollaron un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, empezando con la construcción de un prototipo mecánico de cuatro grados de libertad, el cual es movido por una unidad actuadora y recibe información a través de sensores de efecto hall en cada articulación de la estructura; por medio de ecuaciones trigonométricas y conociendo la longitud de cada segmento, calculan los ángulos

correspondientes a cada falange. También utilizan sensores de fuerza resistivos en las partes superior e inferior de las falanges y sensores mioeléctricos para medir la actividad de algunos músculos de interés. [9]

- **Neurorrehabilitación asistida por robot: un robot para la rehabilitación de la muñeca:** Esta prueba de principio exitosa en cuanto a tratamiento de movimiento adicional dirigido e intensivo llevó a una prueba de entrenamiento de robot que examinaba otros segmentos de extremidades. Este documento se centra en un robot para la rehabilitación de la muñeca diseñado para proporcionar tres grados de libertad de rotación. El primer ensayo clínico del dispositivo incluirá a 200 sobrevivientes de accidente cerebrovascular. [10]
- **Desarrollo de un Robot de Ayuda de Movimiento Manual para Terapia de Rehabilitación por Autocontrol del Paciente.** (*Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control*): El diseño de una mano robótica con el fin de ayudar en la rehabilitación de personas con algún tipo de discapacidad. Este instrumento para terapia de rehabilitación tiene un mecanismo de 18 grados de libertad y movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción. Para el sistema de control se necesitaron 22 servomotores con la tarea de producir el movimiento en cada uno de los dedos cuyos sensores permitían un control en lazo cerrado haciendo referencia a un controlador de tipo PD. [11]
- **Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor:** La tesis se orienta a diseñar, implementar y evaluar un sistema, compuesto por un exoesqueleto robótico de miembro superior y otros módulos independientes, que al actuar de forma integrada dan una solución multimodal al estudio neuromotor humano. [12]

- **Terapia motora manual basada en robots después de un accidente cerebrovascular.** (*Robot-based hand motor therapy after stroke*): El objetivo de este estudio fue determinar si un robot de mano-muñeca mejoraría la función motora y evaluar la especificidad de los efectos de la terapia en la reorganización del cerebro. Los sujetos con accidente cerebrovascular crónico que presentaban debilidad moderada del brazo / mano derecha recibieron una terapia de 3 semanas que enfatizaba la repetición intensa del movimiento activo. [13]
- **Calidad de la señal del EEG invasivo y no invasivo registrado simultáneamente:** Tanto las grabaciones electroencefalografías (EEG) invasivas como las no invasivas del cerebro humano tienen un papel cada vez más importante en la investigación de neurociencia y son modalidades candidatas para la interacción entre la máquina y el cerebro. Aquí comparamos los artefactos relacionados con el parpadeo en el EEG no invasivo e invasivo, que se registraron simultáneamente desde las regiones corticales prefrontal y motora utilizando un método adecuado para la detección de contaminación de artefactos pequeños. [14]
- **Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres:** Teniendo en cuenta que la discapacidad de miembro superior es muy frecuente en Colombia, con el presente trabajo de Maestría se quiere realizar el diseño mecánico de una mano, efectuando un estudio previo del tipo de materiales, sensores, actuadores, número de juntas, peso, dimensiones y funcionalidades, para realizar la construcción de un primer prototipo de prótesis activa robótica, que sea funcional, de bajo costo y de fácil adaptabilidad. [15]
- **Desarrollo y pruebas piloto de HEXORR: Robot de rehabilitación de esqueleto manual:** Este artículo presenta un nuevo Robot de Rehabilitación de Exoesqueleto de Mano (HEXORR) recientemente desarrollado. Este

dispositivo ha sido diseñado para proporcionar un rango completo de movimiento (ROM) para todos los dígitos de la mano. El accionador de pulgar permite que el plano de movimiento variable del pulgar incorpore diferentes grados de extensión / flexión y abducción / aducción. Los algoritmos de compensación se han desarrollado para mejorar la capacidad de retroceso del exoesqueleto al contrarrestar la gravedad, la fricción y la fricción cinética. [16]

- **Combinando la entrada de la mirada del ojo con una interfaz cerebro-computadora para la interacción táctil humano-computadora.** (*Combining Eye Gaze Input with a Brain-Computer Interface for Touchless Human-Computer Interaction*): Este artículo presenta un sistema BCI en línea que utiliza un clasificador adaptativo basado en la detección de cambio de covaria (CSD) desarrollado previamente para discriminar entre tareas mentales y generar neurofeedback en forma de movimiento visual y de exoesqueleto. La prueba CSD ayuda a prevenir el reciclaje innecesario del clasificador. La viabilidad del sistema BCI en línea desarrollado se probó por primera vez en diez individuos sanos, y luego en diez pacientes con accidente cerebrovascular con discapacidad de la mano. [17]
- **Un guante neumático y un entorno de realidad virtual inmersiva para el entrenamiento de rehabilitación de manos después de un accidente cerebrovascular:** Este guante neumático, el pneuglove, se puede utilizar para entrenar movimientos de agarre y liberación con objetos reales o con objetos virtuales en un entorno de realidad virtual. Dos grupos de sobrevivientes de accidentes cerebrovasculares, con siete sujetos en cada grupo, completaron un protocolo de entrenamiento de rehabilitación de seis semanas, que consta de tres sesiones de 1 hora cada semana. Un grupo usó el pneuglove durante el entrenamiento, realizado tanto en un entorno de realidad virtual novedoso como fuera de él con objetos físicos, mientras que el otro grupo completó el mismo entrenamiento sin el dispositivo. [18]

- **El sistema Soft Extra Muscle para mejorar la capacidad de agarre en la rehabilitación neurológica. Conferencia IEEE-EMBS 2012 sobre Ingeniería y Ciencias Biomédicas:** El propósito de este estudio es desarrollar un guante de material suave para ayudar a las personas mayores o discapacitadas en la vida diaria. Dicho guante debe ser compacto, ligero y flexible. El guante que desarrollamos consiste en goma y tela, y es fácil de usar. Este artículo describe los tipos de músculo de goma y el suave guante de asistencia eléctrica, junto con el control basado en la intención humana y la efectividad de nuestra propuesta. [19]
- **Interfaces Cerebro-Máquina en Línea (IMC) basadas en ERD en el contexto de la neurorehabilitación: Optimización del aprendizaje y rendimiento del IMC.** (*ERD-Based Online Brain–Machine Interfaces (BMI) in the Context of Neurorehabilitation: Optimizing BMI Learning and Performance*): Aquí, comparamos dos enfoques para este desafío en 20 sujetos sanos diestros (HS, cinco sesiones cada uno, S1-S5) y cuatro pacientes con accidente cerebrovascular (SP, 15 sesiones cada uno, S1-S15). ERD fue grabado desde un sistema MEG de 275 sensores. Durante el entrenamiento diario, la ERD inducida por imágenes motoras condujo a retroalimentación visual y propioceptiva entregada a través de un dispositivo ortopédico conectado a la mano y los dedos de los sujetos. [20]
- **Alcance y agarre por parte de personas con tetraplejia usando un brazo robótico controlado neurológicamente:** Un sistema de interfaz neuronal podría restaurar la movilidad y la independencia de las personas con parálisis al traducir la actividad neuronal directamente en señales de control para dispositivos de asistencia. Anteriormente, hemos demostrado que las personas con tetraplejia de larga data pueden usar un sistema de interfaz neural para mover y hacer clic en el cursor de una computadora y para controlar los dispositivos físicos. [21]

- **El sistema Soft Extra Muscle para mejorar la capacidad de agarre en la rehabilitación neurológica:** Este artículo presenta el SEM Glove (Soft Extra Muscle Glove), una cómoda ayuda que mejora automáticamente la capacidad de agarre de un ser humano independientemente de la tarea particular que se realice. La solución técnica imita en parte una solución biológica y, al mismo tiempo, funciona en simbiosis con el sistema biológico. [22]
- **Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior:** En el presente trabajo se realiza el diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior enfocado a la población mexicana, para ello se realiza un estudio de la historia y evolución de los exoesqueletos de rehabilitación hasta llegar a abordar los sistemas más recientes en este aspecto. [23]
- **Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza:** Las ortesis ayudan a mejorar y/o restaurar la funcionalidad del sistema muscoesquelético en pacientes que tienen las limitaciones descritas. Este artículo presenta una de estas ortesis, un exoesqueleto para la mano discapacitada, con el fin de ayudar a mejorar sus actividades de la vida diaria. La novedad de este exoesqueleto patentado es que no necesita ningún tipo de energía externa para su activación. Un movimiento de la muñeca hace que se active, creando una cadena cinemática de movimientos que ayuda a agarrar el objeto. [24]
- **Brazo de robot suave inspirado en el pulpo:** El pulpo es un animal marino cuyo cuerpo no tiene estructuras rígidas. Tiene ocho brazos compuestos de una estructura muscular peculiar, llamada hidrostato muscular. Los brazos del pulpo le brindan tanto la capacidad de locomoción como la capacidad de agarre, gracias al hecho de que su rigidez puede cambiar en un amplio rango

y puede controlarse mediante contracciones combinadas de los músculos. El hidrostático muscular puede verse mejor como un esqueleto modificable. [25]

- **Diseño y caracterización mecatrónica del módulo de dedo índice de un exoesqueleto de mano para la rehabilitación post-derrame cerebral:** Este artículo presenta HANDEXOS, un novedoso dispositivo multihalibres para la rehabilitación post-ictus. Fue diseñado para permitir una interacción funcional y segura con la mano del usuario mediante una cinemática antropomórfica y la minimización de la desalineación de los ejes rotativos humanos / exoesqueleto. Este artículo describe el diseño mecatrónico del módulo de dedo índice del exoesqueleto, la simulación, el modelado y el desarrollo de la unidad de actuación y el sistema sensorial. [26]
- **Dispositivo robótico blando y portátil para la rehabilitación del hombro después del accidente cerebrovascular: identificación de desalineaciones:** El accidente cerebrovascular es la causa principal de discapacidad a largo plazo en los Estados Unidos y afecta a más de 795,000 personas por año. Con el fin de recuperar la función motora de la parte superior del cuerpo, los pacientes suelen ser tratados mediante sesiones regulares con un fisioterapeuta especializado. Se describe un sistema de órtesis para la parte superior del cuerpo que es rentable y que se puede utilizar en el hogar para capacitar tanto a los pacientes como a los fisioterapeutas. [27]
- **Mano robótica de Open Bionics:** La mano robótica de Open Bionics se ensambla a partir de tan sólo cuatro piezas impresas en 3D y reduce drásticamente el tiempo de espera de los pacientes. [28]
- **Una mano compatible basada en un novedoso actuador neumático:** Mostramos la viabilidad de nuestro enfoque para construir manos robóticas en extensos experimentos de agarre en objetos con diferentes propiedades,

como botellas de agua, anteojos y láminas de tela. La mano de RBO se basa en un nuevo actuador neumático, llamado pneuflex, que exhibe propiedades deseables para los dedos robóticos. [29]

- **Un guante de exomusculación robótica suave con detección integrada de SEMG para rehabilitación de manos:** Este guante utiliza un sistema de cable para abrir y cerrar la mano de un paciente. Los cables son accionados por servomotores, montados en una mochila que pesa 13.2 libras, incluidas las fuentes de energía de la batería. El guante puede controlarse en términos de posición del dedo y fuerza de agarre a través de la interfaz del interruptor, el programa de software o la señal mioeléctrica de superficie (semg). Los modos de control principales del sistema proporcionan: asistencia activa, resistencia activa y un modo pre programado. [30]
- **Rehabilitación de la muñeca en pacientes con accidente cerebrovascular crónico por medio de terapia adaptativa asistida por robot:** En el presente estudio, desarrollamos un nuevo protocolo terapéutico destinado a restaurar la funcionalidad de la muñeca en pacientes con accidente cerebrovascular crónico. Se ha utilizado un robot háptico de tres dof (grados de libertad) para cuantificar el deterioro motor y ayudar a los movimientos articulares de la muñeca y el antebrazo: flexión / extensión (FE), abducción / aducción (AA), pronación / supinación (PS). Este estudio preliminar involucró a nueve pacientes con accidente cerebrovascular, desde un nivel de deterioro leve a grave. La terapia consistió en diez sesiones de 1 hora durante un período de cinco semanas. [31]
- **Diseño y desarrollo del exoesqueleto de dedo accionado por cable para rehabilitación de manos después de un accidente cerebrovascular:** Hemos desarrollado un prototipo para un dígito, el exoesqueleto de dedo accionado por cable (CAFE), un exoesqueleto robótico de tres grados de

libertad para el dedo índice. Este documento presenta el diseño y desarrollo del CAFE, con resultados de pruebas de rendimiento. [32]

- **Un sistema mecatrónico para la tele rehabilitación de mano mediada por robot:** Este artículo presenta una novedosa configuración de maestro-esclavo de mecatrónica para la tele rehabilitación manual. El sistema consiste en un guante sensorizado que actúa como maestro remoto y un exoesqueleto manual que actúa como esclavo. La arquitectura propuesta presenta tres soluciones innovadoras principales. Primero, le proporciona al terapeuta una interfaz intuitiva (un guante portátil sensorizado) para realizar los ejercicios de rehabilitación. En segundo lugar, el paciente puede beneficiarse de una rehabilitación física asistida por robot en la que el exoesqueleto robótico de mano esclava puede proporcionar un tratamiento eficaz fuera del entorno clínico sin la presencia física del terapeuta. En tercer lugar, la configuración de mecatrónica está integrada con un objeto sensorizado, que permite la ejecución de ejercicios de manipulación y el registro de las mejoras del paciente. [33]
- **Interfaces cerebro-máquina en la neurorrehabilitación del ictus:** Sistema de interfaz cerebro-máquina (BMI) para el entrenamiento de neurorrehabilitación de accidentes cerebrovasculares. Las señales biológicas asociadas con intentos de movimientos de la mano y los dedos paralizados se traducen en retroalimentación en línea y / o estimulación eléctrica transcraneal dependiente del estado cerebral para aumentar la neuroplasticidad y facilitar la recuperación motora. B: Ilustración de la configuración utilizada en Soekadar et al. (en press-b) para investigar el aprendizaje de Hebbian para controlar la actividad oscilatoria del cerebro. [34]

- **Guante robótico suave para rehabilitación de manos y entrenamiento específico para tareas:** Este artículo presenta avances en el diseño de un guante robótico portátil y suave para personas con patologías de agarre funcionales. El guante robótico aprovecha la tecnología de actuador de material blando para distribuir de manera segura las fuerzas a lo largo del dedo y proporciona una flexión activa y una extensión pasiva. Estos actuadores consisten en vejigas elastoméricas moldeadas con refuerzos de fibra aniso trópica que producen curvas específicas, torsión y extensión de las trayectorias en la presurización de fluidos. [35]
- **Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora:** En el presente artículo se describe una aplicación de la ingeniería que permite ayudar a personas que presentan discapacidad motora. Se muestra el diseño y construcción de un exoes-queleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas. La estructura del exoesqueleto fue diseñada mediante un paquete de software y simulación en 3D y fue construido con acrílico. [36]
- **Guante robótico suave controlado por EMG para asistencia durante las actividades de la vida diaria:** Este artículo presenta desarrollos adicionales, caracterización y evaluación inicial de un guante robótico blando de asistencia recientemente desarrollado para personas con patologías de la mano. La tecnología de guante utiliza una combinación de materiales elastoméricos e inextensibles para crear accionadores suaves que se ajustan a la mano del usuario y pueden generar suficiente fuerza de cierre para ayudar con las actividades de la vida diaria. [37]
- **Un exoesqueleto de mano portátil dedo-pulgar con ejes de articulación autoalineables:** Este artículo presenta un dispositivo novedoso diseñado

sobre la base de los criterios de compatibilidad, portabilidad y portabilidad cinemáticos humanos. Este exoesqueleto de mano, brevemente HX, incorpora varias características como articulaciones subactuadas, grados de libertad pasivos que aseguran la adaptabilidad y el cumplimiento hacia la variabilidad antropométrica de la mano. Y un diseño ad hoc de mecanismos de auto alineación para absorber la colocación incorrecta de los ejes humanos / robots, y propone un mecanismo novedoso para la oposición del pulgar. [38]

- **Guante robótico suave para asistencia combinada y rehabilitación en el hogar:** Este documento presenta un guante robótico suave, portátil y de asistencia, diseñado para aumentar la rehabilitación de la mano para personas con patologías de agarre funcional. El guante robótico utiliza actuadores blandos que consisten en cámaras elastoméricas moldeadas con refuerzos de fibra que inducen curvas específicas de giro, torsión y extensión bajo la presurización de fluidos. Estos actuadores blandos fueron programados mecánicamente para coincidir y soportar el rango de movimiento de los dedos individuales. Para operar el guante robótico suave, se diseñó un sistema de hardware de control que incluía sensores de presión fluida en línea con los actuadores hidráulicos y un controlador de circuito cerrado para regular la presión. Se realizaron demostraciones con el sistema completo para evaluar la capacidad del guante robótico suave para llevar a cabo un agarre funcional grueso y preciso. [39]
- **El exoesqueleto de la mano neuronal/cerebro basado en EEG/EOG híbrido restaura actividades de la vida diaria completamente independientes después de la cuadriplejía.** (*Hybrid EEG/EOG-based brain/neural hand exoskeleton restores fully independent daily living activities after quadriplegia*): El control cerebral directo de sistemas robóticos avanzados promete mejoras para restaurar el control intuitivo de los movimientos de la mano necesarios para las actividades de la vida diaria en

cuadripléjicos, como sostener una taza y beber, comer con cubiertos, o manipular diferentes objetos, este proyecto se probó en seis individuos parapléjicos (cinco hombres, 30 ± 14 años) que utilizaron un exoesqueleto de mano neural cerebro / neuronal no invasivo (B / NHE) para abrir y cerrar su mano paralizada. Los resultados sugieren en términos generales que la tecnología de asistencia neuronal puede restaurar la autonomía y la independencia en la vida cotidiana de los individuos cuadripléjicos. [40]

- **Un novedoso diseño de acoplamiento de movimiento para un exoesqueleto de dedo impulsado por tendones sin articulación para rehabilitación:** nuevo plan de exoesqueleto sin articulación impulsado por tendones para la mano humana que proporciona una secuencia de movimiento correcta y estable al tiempo que mantiene la estructura ligera, compacta y portátil. Antes del desarrollo, se realizó un análisis anatómico y un estudio cinemático del dedo humano, y se analizaron las relaciones de ángulo de flexión entre las articulaciones metacarpo falángica (MCP), interfalángica proximal (PIP) e interfalángica distal (DIP). [41]
- **Restauración del control cortical del movimiento funcional en un humano con cuadriplejia:** Aquí mostramos que las señales grabadas intracorticalmente se pueden vincular en tiempo real a la activación muscular para restaurar el movimiento en un humano paralizado. Usamos una matriz de microelectrodos intracortical implantada crónicamente para registrar la actividad de varias unidades de la corteza motora en un participante del estudio con cuadriplejia de una lesión de la médula espinal cervical. Aplicamos algoritmos de aprendizaje automático para descifrar la actividad neuronal y controlar la activación de los músculos del antebrazo del participante a través de un sistema de estimulación eléctrica neuromuscular de alta resolución construido a medida. [42]

- **Diseño y pruebas preliminares de un exotraje suave para ayudar a los movimientos del codo y el agarre de la mano.** (*Design and Preliminary Testing of a Soft Exosuit for Assisting Elbow Movements and Hand Grasping*): Al reemplazar los enlaces rígidos de aluminio y las transmisiones con telas y cables Bowden, podemos reducir el costo del dispositivo de asistencia y diseñarlo para que sea portátil, cómodo y liviano. Presentamos el diseño y una prueba preliminar de un exosuit suave para ayudar a la flexión / extensión del codo y para abrir / cerrar las manos. Nuestro sistema consta de dos actuadores de accionamiento de tendones ubicados proximalmente, y dos marcos de base textil que enrutan los tendones y transmiten fuerzas a las articulaciones humanas, a saber, un manguito de codo y un guante. [43]
- **La realización de dispositivos de asistencia, desde la silla de ruedas hasta el exoesqueleto:** Esta revisión tiene dos objetivos. El primero es evaluar la posibilidad de la realización de herramientas de asistencia funcionales después de la interrupción traumática de las vías neuronales entre el cerebro y el cuerpo. Con este fin, examinaremos cómo la información sensorio motora alterada modula el sentido del cuerpo en SCI. El segundo objetivo es hacer un mapa de la experiencia fenomenológica del uso de herramientas externas que normalmente extienden el potencial del cuerpo físicamente dañado por SCI. Más específicamente, nos centraremos en la diferencia entre la percepción del propio cuerpo afectado físicamente aumentado y no aumentado según los comportamientos observables y medibles. [44]
- **Control preciso del par de las articulaciones de los dedos con exoesqueleto de la mano UT a través del cable Bowden SEA:** Este documento presenta un enfoque para el control preciso del torque de las articulaciones de los dedos con exoesqueleto de mano UT. Presentamos (1) cómo obtuvimos un modelo cinemático preciso, (2) cómo construimos el modelo de actuación de par con el cable Bowden SEA y (3) cómo

controlamos el par de las uniones con el modelo cinemático y el cable Bowden SEA. Hemos validado nuestro enfoque con un dedo del banco de pruebas y los resultados muestran que el exoesqueleto de la mano UT controla con precisión el torque de las articulaciones de los dedos. [45]

- **Diseño y Estudio Preliminar de Factibilidad de un Guante Robótico Suave para Asistencia en Función Manual en Sobrevivientes de Derrame Cerebral.** (*Design and Preliminary Feasibility Study of a Soft Robotic Glove for Hand Function Assistance in Stroke Survivors*): El objetivo de este documento es diseñar y evaluar un guante robótico suave que sea capaz de proporcionar asistencia para la función de la mano utilizando actuadores neumáticos blandos reforzados con tela. Estos actuadores están hechos de caucho de silicona que tiene un módulo elástico similar a los tejidos humanos. Por lo tanto, son intrínsecamente suaves y compatibles. Tras la presurización del aire, pueden soportar el rango de movimiento de los dedos (ROM) y generar la actuación deseada de las articulaciones de los dedos. En este trabajo, Los actuadores suaves se caracterizaron en términos de su fuerza de punta bloqueada, salidas de fuerza de agarre normal y de fricción. [46]
- **Exo-Glove PM: un guante de asistencia neumática modular y fácilmente personalizable:** En esta carta, proponemos un guante de asistencia neumática suave, personalizable y basado en ensamblaje, llamado Exo-Glove PM. Los robots blandos neumáticos generalmente consisten en una sola estructura con actuadores integrados. Sin embargo, cuando se ensamblan, la región donde se conectan los ensamblajes sufre fácilmente una gran concentración de tensión que conduce al fallo. Para superar este problema, hemos desarrollado un módulo de actuador híbrido que combina una estructura de actuación suave y métodos de unión rígidos. [47]

- **Diseño del sistema de control de un dispositivo mecatrónico de rehabilitación de mano:** El propósito de este trabajo es proporcionar los conceptos básicos para la aplicación de la electromiografía en entornos de bioingeniería, en particular para controlar una prótesis robótica. [48]
- **Maestro: un exoesqueleto de mano asistido por EMG para pacientes con lesiones de la médula espinal:** En este documento, presentamos un exoesqueleto de mano asistido por electromiografía (EMG) para pacientes con lesión de la médula espinal (LME). Desarrollamos una ortesis de asistencia activa, llamada Maestro, que es ligera, cómoda, compatible y capaz de proporcionar varias posturas para las manos. Las señales de EMG se obtienen del antebrazo de un sujeto, se procesan posteriormente y se clasifican para operar como Maestro. El rendimiento de Maestro se evalúa mediante una prueba de función manual estandarizada, llamada prueba de función manual de Sollerman. [49]
- **Exoesqueleto de rehabilitación para miembro superior basado en SMA:** Desarrollo de exoesqueletos actuados con fibras de SMA para el miembro superior, concretamente para la articulación de la muñeca y para la mano. En trabajos previos del equipo de investigación se ha demostrado la viabilidad del uso de este tipo de actuadores en robótica de rehabilitación. Esta tesis doctoral pretende dar un paso más, desarrollando dispositivos con mayor funcionalidad, que incorporen un sistema sensorial adecuado para servir a los terapeutas como herramienta de diagnóstico y seguimiento de la evolución del paciente. [50]
- **Guante robótico diseñado para pacientes con parálisis:** Conocido por sus herramientas de rehabilitación, y es un guante que le permite al usuario recuperar el control sobre sus dedos pulgar, índice y medio. El guante usa un controlador con dos configuraciones, agarre y liberación, que esencialmente doblan los dedos y los regresan a una posición de reposo. El

guante está hecho de cuero y utiliza cables de titanio para mover los dedos. [51]

- **Exoesqueleto de mano rígido híbrido para ayudar a la destreza funcional:** El dispositivo reside en el espectro entre los dispositivos rígidos tradicionales y los últimos diseños robóticos blandos. Incluye elementos ergonómicos novedosos para la transmisión de potencia y características adicionales para permitir la autoajuste y el desprendimiento. Los sensores incorporados permiten la estimación de posturas y la detección de intentos para un control intuitivo del guante. En este documento, resumimos el diseño general del guante, y presentar detalles de la novedosa palmera rígida y elementos de prevención de hiperextensión. Caracterizamos la fuerza de agarre y el rango de movimiento (ROM) del guante, y presentamos comentarios iniciales de un usuario final. El SPAR Glove cumple o supera los requisitos funcionales de las ADL para la ROM y la fuerza de agarre. Además, el guante supera las capacidades de fuerza de agarre de dispositivos comparables, al tiempo que ofrece el mayor número de poses. [52]

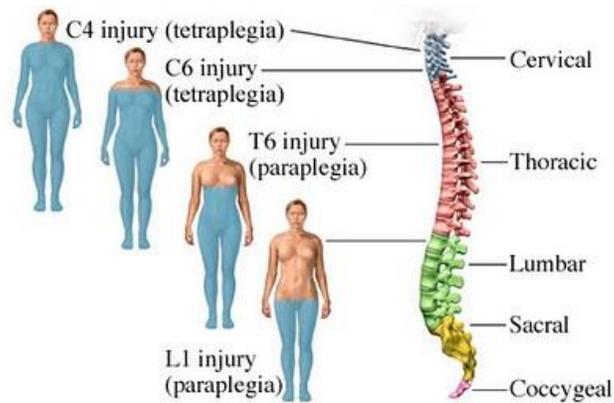
3.2. MARCO TEÓRICO

3.2.1 TRAUMA RAQUIMEDULAR

El trauma raquimedular (TRM) es el nombre que se le da al grupo de lesiones de distintas estructuras (osteoligamentosas, cartilaginosas, musculares vasculares, meníngeas, radicales y medulares) de la columna vertebral en cualquiera de sus distintos niveles.

Las zonas anatómicas más afectadas son: cervical baja, unión cervico-torácica y la unión dorso-lumbar. [53]

Figura 1. Lesión de la médula espinal.



Fuente:

http://telemedicinabrendavergaragelis.weebly.com/uploads/5/3/0/0/53000805/1510749_orig.jpg

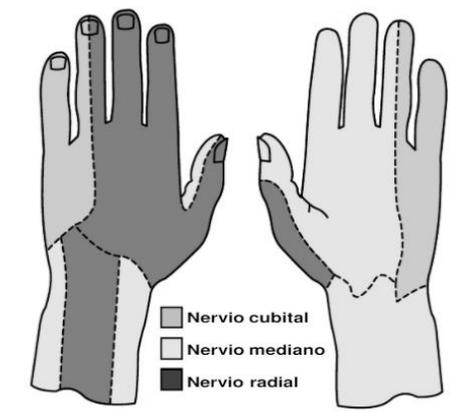
3.2.2 LESIONES DE LOS NERVIOS PERIFÉRICOS

La lesión nerviosa en la mano puede ser de tipo sensitivo o motor, dependiendo del nervio comprometido y del nivel de la lesión (10). Los tres nervios que inervan la mano son el cubital, mediano y radial: [54]

- El nervio cubital (C5-T1) entra al antebrazo por la parte posterior del epicóndilo medial del húmero y cursa profundo al músculo flexor carpi ulnaris. Inerva los músculos del antebrazo responsables de la flexión de la muñeca, desviación cubital (flexor carpi ulnaris) y flexión de los dedos (flexor digitorum profundus del anular y meñique). [54]
- El nervio mediano (C5-T1) sigue el curso de la arteria humeral. A nivel de la cabeza del músculo pronator teres en la región palmar proximal del antebrazo, da la rama interósea anterior; este nervio, y las ramas musculares del nervio mediano, inervan los músculos del antebrazo que permiten la flexión de las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos, flexión del pulgar y de la muñeca y pronación del antebrazo. [54]

- El nervio radial (C5-T1) cruza el húmero en forma espiral en el tercio superior del brazo. En su porción proximal inerva el braquiradialis y los flexores carpi radialis longus y brevis que permiten la flexión del antebrazo y extensión de la muñeca. En el codo, el nervio se divide en una rama superficial y en el nervio interóseo posterior. [54]

Figura 2. Ilustración de la inervación sensitiva de la mano, que muestra los territorios de los nervios mediano, radial y cubital.



Fuente: <https://vdocuments.es/lesionesdelamanopdf.html>

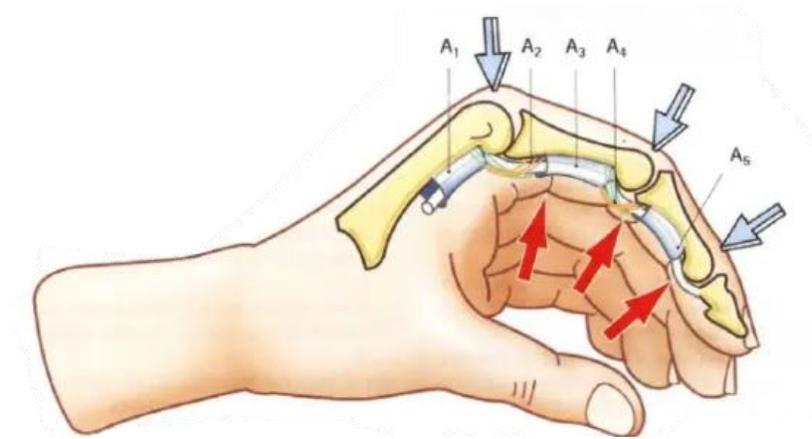
3.2.3 ANATOMÍA OSTEOARTICULAR

La mano del hombre es una herramienta maravillosa, capaz de ejecutar innumerables acciones gracias a su función principal: la presión.

La presión se debe a su arquitectura que le permite tanto una amplia apertura como un cierre sobre sí misma o en torno a un objetivo.

El esqueleto de la mano se compone de 27 huesos, divididos en tres grupos: el carpo (8 huesos), los metacarpianos (5 huesos) y las falanges (14 huesos). En su conjunto, adoptan la forma de arcos, dos transversales (a nivel del carpo y de los metacarpianos) y los arcos longitudinales digitales. Recuperar la configuración de estos arcos de la mano, tras una lesión traumática de ésta que los haya alterado, tiene una importante repercusión funcional, por lo que constituye uno de los objetivos del tratamiento de las fracturas de la mano. [55]

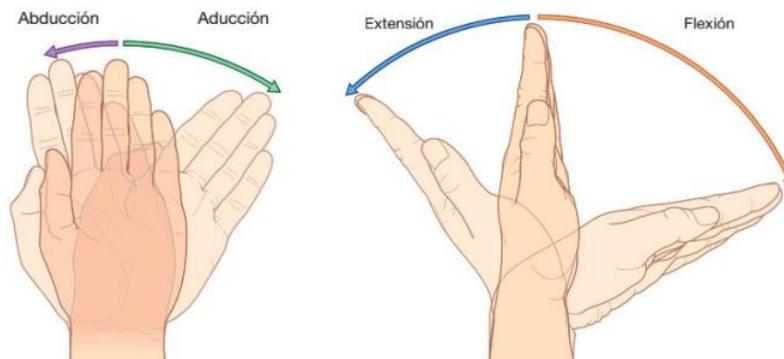
Figura 3. Arcos de la mano.



3.2.4 MOVIMIENTOS DE LA MANO

Los movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción se realizan en los huesos del carpo de la muñeca; en las articulaciones radiocarpianas, mediocarpianas y carpometacarpianas; siendo determinadas a partir de la posición anatómica, es decir, en máxima supinación (con la palma apuntando de forma anterior). [56, pp. 9,10,11]

Figura 4. Movimientos de la muñeca



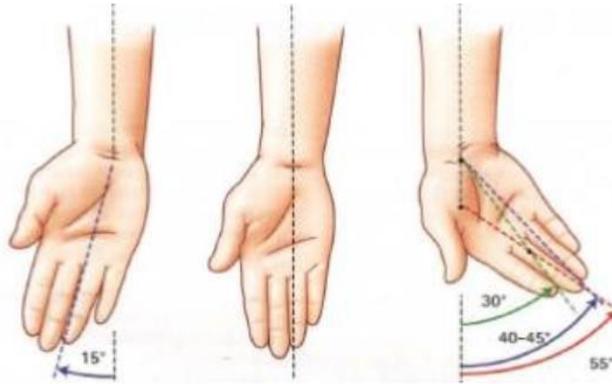
Fuente: https://www.academia.edu/35112135/Kapandji_Fisiologia_Articular_Tomo_I

La amplitud de los movimientos se mide a partir de la posición anatómica: El eje de la mano, representado por el 3er metacarpiano y el 3er dedo, se localiza en la prolongación del eje del antebrazo.

La amplitud del movimiento de abducción o inclinación radial no sobrepasa los 15°.

La amplitud de aducción o inclinación cubital es de 45° cuando se mide el ángulo en la línea que une el centro de la muñeca con la porción distal del tercer dedo.

Figura 5. Movimientos de la mano abducción y aducción.



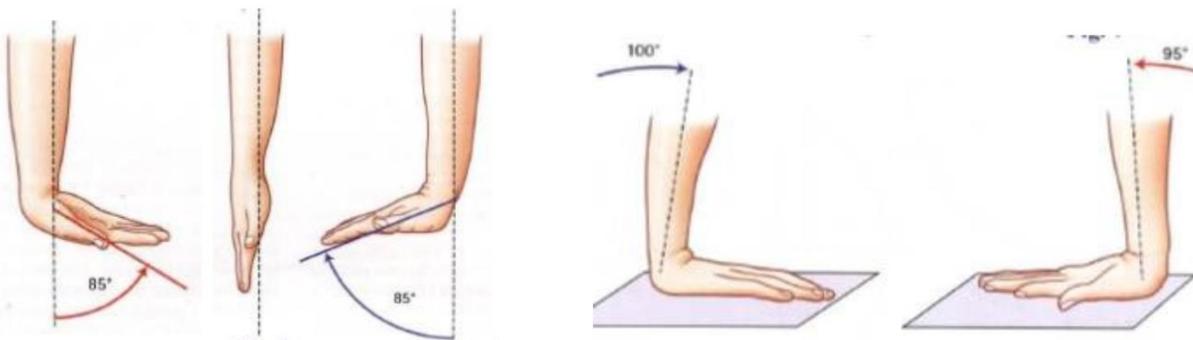
Fuente: https://www.academia.edu/35112135/Kapandji_Fisiologia_Articular_Tomo_I

- Flexión – extensión

La amplitud de los movimientos se mide a partir de la posición anatómica: muñeca alineada, cara dorsal de la mano en la prolongación de la cara posterior del antebrazo. [56, pp. 9,10,11]

La amplitud de la flexión es de 90° . La amplitud de la extensión es de 85° de modo que no alcanza los 90° . [56, pp. 9,10,11]

Figura 6. . Movimiento de la mano flexión y extensión.

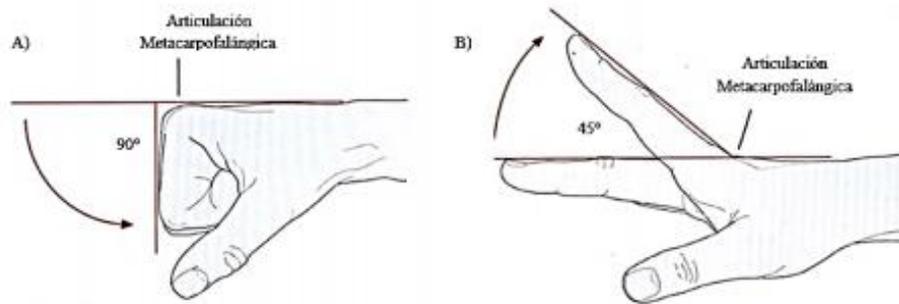


3.2.5 MOVIMIENTOS DE LOS DEDOS

El movimiento desarrollado por los dedos se mide en el grado máximo de flexión hasta el grado máximo de extensión. La Hiperextensión está dada con un ángulo negativo, por lo tanto, el rango total del movimiento de cada uno de los dedos se determinan estando el ángulo de extensión del ángulo de flexión. [56, pp. 9,10,11]

El movimiento de las articulaciones IFP, IFD y MCF del pulgar se visualizan igual que los demás dedos, empleando el criterio anterior para cada una de las articulaciones. La flexión de los dedos a la altura de las articulaciones MCF puede formar un ángulo aproximado de 90° desde el origen, la extensión de los dedos es hasta 45° aproximadamente en dirección opuesta. [56, pp. 9,10,11]

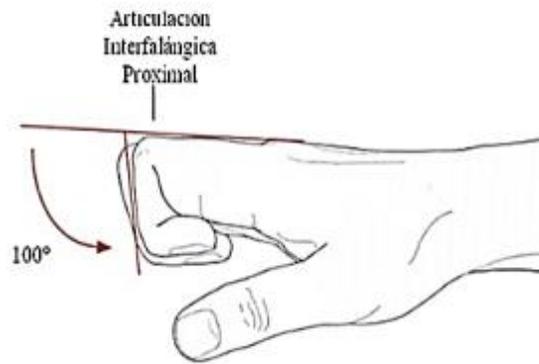
Figura 7. Movimiento de la articulación MCF.



Fuente: <https://www.repositoriodigital.ipn.mx/bitstream/123456789/8137/1/TESIS%20PRMA.pdf>

Las articulaciones IFP no pueden desarrollar movimientos de extensión. Sin embargo, La flexión de los dedos se puede dar hasta por 100° aproximadamente

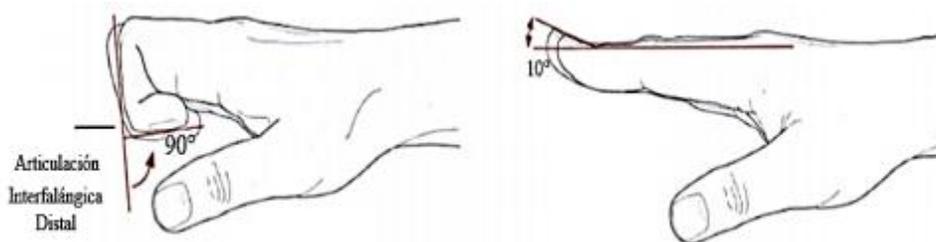
Figura 8. Flexión de las articulaciones IFP.



Fuente: <https://www.repositoriodigital.ipn.mx/bitstream/123456789/8137/1/TESIS%20PRMA.pdf>

La flexión de los dedos en las articulaciones IFD puede formar un ángulo aproximado de 90° y la extensión de los dedos es de máximo 10° aproximadamente en dirección opuesta. [56, pp. 9,10,11]

Figura 9. Flexión de las articulaciones IFP.



Fuente: <https://www.repositoriodigital.ipn.mx/bitstream/123456789/8137/1/TESIS%20PRMA.pdf>

3.2.6 BIOMECATRÓNICA

Es la aplicación de la mecatrónica como la sinergia multidisciplinaria de mecánica, electrónica y ciencias de la computación de Ingeniería Biónica que genera los sistemas, para resolver problemas de sistemas biológicos, en particular el desarrollo de nuevos tipos de prótesis, simuladores quirúrgicos, control de posición de instrumental médico, por ejemplo: catéteres, sillas de ruedas y teleoperación quirúrgica, la integración de máquinas electromecánicas con el cuerpo humano, en principio, para usos terapéuticos, como lo serían prótesis robóticas directamente

conectadas al sistema nervioso del paciente que pueden restituirle la movilidad o darle la que nunca tuvo. [57]

Es la integración de máquinas electromecánicas con el cuerpo humano, en principio, para usos terapéuticos, como lo serían prótesis robóticas directamente conectadas al sistema nervioso del paciente que puedan restituirle la movilidad o darle la que nunca tuvo.

Figura 10. Biomecatronica en el cuerpo humano



Fuente: <https://www.pinterest.es/pin/330029478913916442/>

3.2.7 HERRAMIENTAS MATEMÁTICAS PARA MANIPULADORES ROBÓTICOS.

Para realizar plenamente un diseño de un manipulador es necesario considerar antes un estudio dinámico y cinemático de un mecanismo; esto se hace teniendo en cuenta que una mano es capaz de sujetar y manipular objetos a placer, lo cual es funcionalmente muy complicado de imitar ya que la mano tiene un total de 20 grados de libertad, además que la arquitectura y los movimientos de esta son muy complejos. Normalmente el estudio de la cinemática plantea dos problemas a resolver, la cinemática directa y la cinemática inversa.

La cinemática directa, consiste en determinar la posición y orientación del efector final del manipulador, derivada de un cambio en la configuración del sistema de eslabones que conforman la cadena cinemática del manipulador. Mientras que la cinemática inversa se ocupa de definir los valores de las posiciones articulares para

que la configuración de un robot resulte en una orientación y posición deseadas del efector final. [58, pp. 50 - 55]

- **CINEMÁTICA.**

Para resolver un problema cinemático directo se utiliza algebra lineal y vectorial para desarrollar un método que describa la localización de un sistema referente a un punto fijo (Ecuación 1). Esto se resume a encontrar una matriz de transformación, la cual puede relacionar un sistema de coordenadas con otro, que servirá como referencia, este sistema puede ser representado por una matriz de rotación (Ecuación 4) que opera sobre un vector de posición en un espacio tridimensional y transforme sus coordenadas móviles OUVW a un sistema de coordenadas de referencia OXYZ. [58, pp. 50-55]

Un punto P en el espacio, puede ser representado suponiendo que está en reposo como:

Ecuación 1. Sistema de referencia vectorial de un punto fijo

$$P_{uvw} = (P_u, P_v, P_w)^T \quad y \quad P_{xyz} = (P_x, P_y, P_z)^T \quad (1)$$

Donde estas dos P mostradas la ecuación Ecuación 1), representan el mismo punto en el espacio, con respecto a diferentes sistemas de coordenadas; para encontrar la matriz de transformación cuando el sistema de referencia se ha girado, se utiliza:

Ecuación 2. Igualación de diferentes sistemas de coordenadas de un mismo punto

$$P_{xyz} = RP_{uvw} \quad (2)$$

La forma matricial de la ecuación Ecuación 2) es la siguiente

Ecuación 3. Matriz de transformación.

$$\begin{pmatrix} P(x) \\ P(y) \\ P(z) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} ix * iu & ix * jv & ix * kw \\ jy * iu & jy * jv & jy * kw \\ kz * iu & kz * jv & kz * kw \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Pu \\ Pv \\ Pw \end{pmatrix} \quad (3)$$

A partir de la Ecuación 3), la matriz R está dada por:

Ecuación 4. Matriz de Rotación.

$$R = \begin{bmatrix} i_x * i_u & i_x * j_v & i_x * k_w \\ j_y * i_u & j_y * j_v & j_y * k_w \\ k_z * i_u & k_z * j_v & k_z * k_w \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} = i^3 \quad (4)$$

Ahora basados en la ecuación Ecuación 4) para determinar la matriz de rotación de cada eje en un manipulador se realiza lo siguiente.

Ecuación 5. Matriz de rotación en cada eje

$$R_{x,a} = \begin{bmatrix} i_x * i_u & i_x * j_v & i_x * k_w \\ j_y * i_u & j_y * j_v & j_y * k_w \\ k_z * i_u & k_z * j_v & k_z * k_w \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\text{sen}\alpha \\ 0 & \text{sen}\alpha & \cos\alpha \end{pmatrix} \quad (5)$$

Después de la ecuación Ecuación 5) se considera la matriz de transformación de la ecuación Ecuación 3) homogénea, la cual paso a ser una matriz de 4x4 y se puede considerar que se integra por 4 sub matrices tal como se observa a continuación.

Ecuación 6. Matriz de transforma homogénea

$$T = \begin{pmatrix} R_{3x3} & P_{3x3} \\ i_{1x3} & 1x1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \text{Matriz de rotacion} & \text{vector de posicion} \\ \text{transformacion de perspectiva} & \text{escalada} \end{pmatrix} \quad (6)$$

Ahora para describir la relación de rotación y traslación entre los elementos de una cadena cinemática Denavit y Hartenberg, propusieron un método matricial (Ecuación 6) para establecer de forma sistemática un sistema de coordenadas ligado al cuerpo para cada elemento de una cadena articulada, la cual resulta en una matriz de transformación homogénea que representa cada uno de los sistemas que integran el elemento. [58, pp. 50-55]

La representación de Denavit – Hartenberg, resulta en una matriz de transformación homogénea como se muestra en la ecuación Ecuación 7), que describe la relación entre el sistema de coordenadas de cada eslabón con respecto al sistema de coordenadas previo en la Ecuación 6).

Ecuación 7. Denavit – Hartenberg en una matriz de transformación homogénea

$$A_i = \begin{pmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i \sin\theta_i & \sin\alpha_i \sin\theta_i & a_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & -\sin\alpha_i \cos\theta_i & a_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

La cinemática inversa se resuelve para obtener los valores que deberán las coordenadas articulares del manipulador para que su extremo se oriente y posicione de acuerdo con una localización determinada. [58, pp. 50-55]

La cinemática inversa puede ser resuelta por diversos métodos como el álgebra de tornillo, matrices duales, métodos geométricos y a partir de la transformación homogénea.

- **GRADOS DE LIBERTAD.**

Otro aspecto para tener en consideración es el número de grados de libertad del sistema, el cual puede definirse como cada una de las coordenadas independientes necesarias para describir el estado de un sistema móvil. [58, pp. 50-55]

Un mecanismo plano de n eslabones, posee 3(n-1) grados de libertad antes de conectar cualquiera de las articulaciones y sin contar con el eslabón fijo. Al conectar una articulación con un grado de libertad, se tiene el efecto de proveer dos restricciones entre los eslabones conectados. [58, pp. 50-55]

De igual forma el criterio Kutzbach, establece que para un mecanismo plano la movilidad está dada por la siguiente ecuación.

$$\text{Ecuación 8. Movilidad de un mecanismo plano} \\ m = 3(n - 1) - 2f_1 - f_2 \quad (8)$$

Donde en la Ecuación 8) n es el número de eslabones en el sistema, f1 es el número de pares cinemáticos que poseen un grado de libertad y f2 es el número de pares que poseen dos grados de libertad. Este criterio menciona que cuando m > 0, el mecanismo posee m grados de libertad, si m = 1 el mecanismo se puede impulsar

con un solo movimiento de entrada, si $m=2$, se requieren dos movimientos separados al inicio del sistema para producir el movimiento restringido del mecanismo. [58, pp. 50-55]

4. PROCEDIMIENTO METODOLÓGICO

4.1. METODLOGÍA

En esta sección se plantea metodológicamente el desarrollo de un sistema mecatrónico para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit de la actividad motora en manos, a causa de trauma raquimedular; el enfoque metodológico aplicado para diseñar el prototipo propuesto, son las técnicas convencionales del diseño mecatrónico, ya que son de tipo mixto (cualitativa y cuantitativa) y ayudan al desarrollo del exoesqueleto clasificando las tareas del desarrollo de acuerdo con los objetivos específicos.

A continuación, se presenta la metodología de diseño utilizada en modo de fases, para el desarrollo del dispositivo de rehabilitación, basada en la metodología del proceso de Diseño Industrial planteada por Francisco Aguayo. [59]

Mediante el empleo de esta metodología se establecieron siete fases de diseño:

METODOLOGÍA DEL PROCESO DE DISEÑO INDUSTRIAL

Por: Francisco Aguayo

Fase 1 { *Identificación de las necesidades*

{ Identificar las necesidades a satisfacer para el desarrollo del equipo de rehabilitación pasiva en manos para pacientes con déficit motriz por trauma raquimedular.

Fase 2 { *Especificación de los requerimientos de diseño*

{ Se definieron los principales requerimientos de diseño, tales como los Funcionales, Ergonómicos, Tecnológicos y Formales.

Fase 3 { *Diseño Conceptual del Dispositivo*

{ En esta etapa de diseño, se generaron variados bocetos del equipo de rehabilitación para representar a través de estos, la forma conceptual de dicho equipo tomando en cuenta los diferentes requerimientos de diseño planteados en la fase 2.

Fase 4 { *Diseño Preliminar e Ingeniería Básica*

{ En esta etapa de diseño se generó el dimensionamiento y la forma de los diferentes componentes que constituirán el equipo de rehabilitación de la mano a partir de las dimensiones antropométricas del paciente consideradas en las fases anteriores.

Fase 5 { *Diseño final e Ingeniería de detalle.*

{ En esta fase realizaron el análisis cinemático, cinéticos y de esfuerzos relacionados con el comportamiento del dispositivo antes las dimensiones y cargas de la mano.

Fase 6 { *Desarrollo del Programa Controlador*

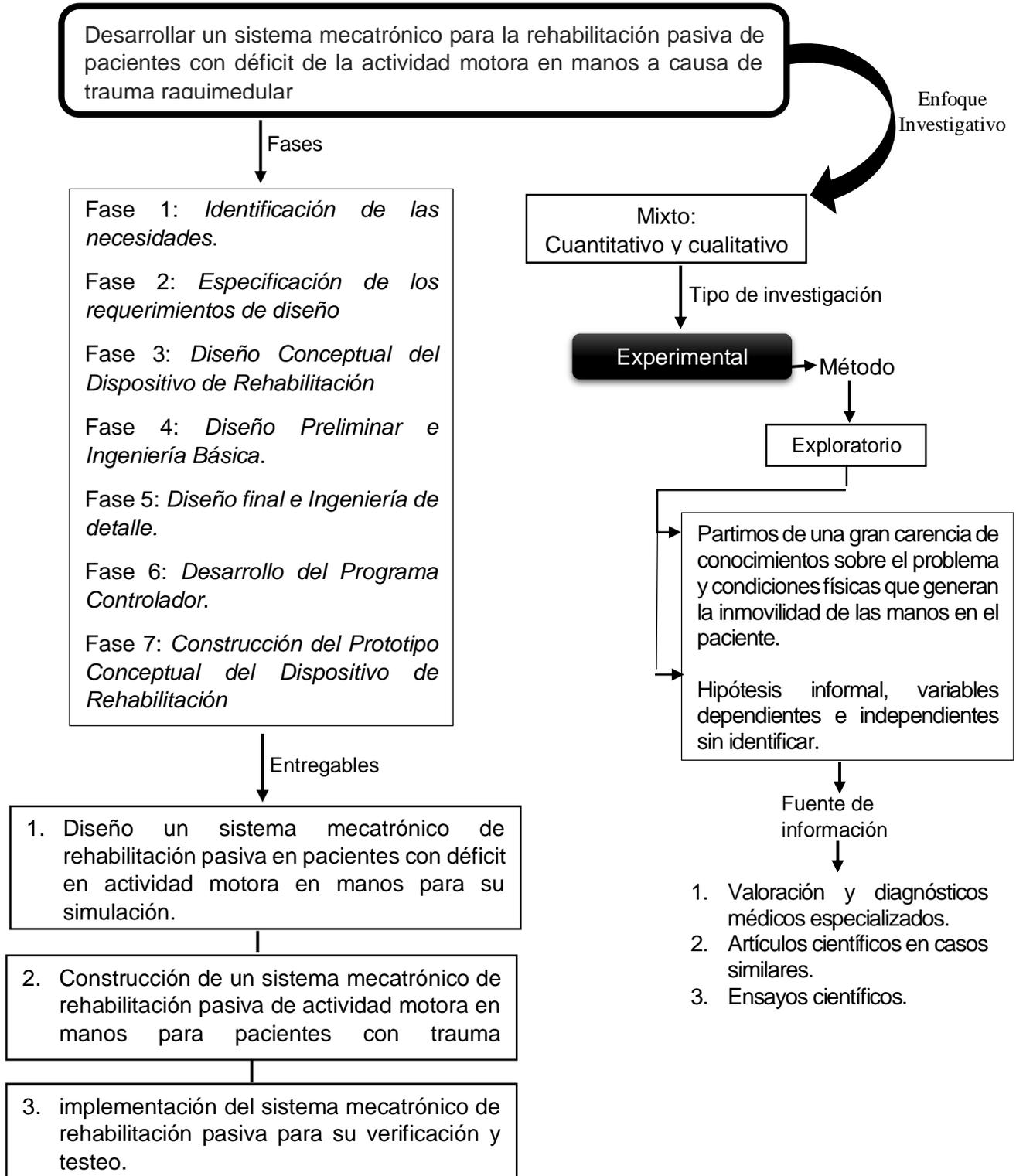
{ En esta fase se desarrolló un programa de interface para la adquisición de datos y control de los motores actuadores en la IDE de Arduino Uno a partir de los cálculos y análisis hechos en la plataforma de Matlab.

Fase 7 { *Construcción del Prototipo del dispositivo*

- En esta fase realizaron el análisis cinemático, cinéticos y de esfuerzos relacionados con el comportamiento del dispositivo antes las dimensiones y cargas de la mano. evaluar el funcionamiento del software controlador y mostrar la interacción del dispositivo con el usuario.
- El ensamblado del prototipo conceptual se realizó a partir de la unión de diferentes componentes comerciales unto a la incorporación de piezas fabricadas.

4.2. TIPO DE METODOLOGIA

En el siguiente apartado se describe mediante un diagrama el tipo de metodología adoptada para el desarrollo del prototipo, tal método se seleccionó debido a que recoge las demandas y las expectativas para el desarrollo del sistema rehabilitador.



4.3. CRONOGRAMA – PLAN DE TRABAJO

En este apartado se presenta el plan de trabajo como instrumento de planificación, ordena y sistematiza información de modo que pueda tenerse una visión del trabajo a realizar, así como indica: objetivos, metas, actividades, responsables y cronograma.

Tabla 1. Plan de Trabajo

|  Universidad Autónoma del Caribe DAMMTRA PLAN DE TRABAJO  | | | | | |
|--|---|-------------------|-------------------|-------------------|---------------------|
| Componentes | Descripción | Fecha Inicio | Fecha Final | Período (Semestr) | Valores Presupuesto |
| OBJETIVO 1 | Diseñar un sistema mecatrónico de rehabilitación pasiva en padentes con déficit en actividad motora en manos para su simulación. | 3/08/2019 | 15/12/2019 | 40% | \$ 28.000 |
| Entregable # 1 | Diseño del exoesqueleto para mano. | 3/08/2019 | 31/08/2019 | 20% | \$ 0 |
| Actividad 1 | Investigar y estudiar la geometría y cinemática de la mano | 3/08/2019 | 10/08/2019 | 2019-02 | \$ - |
| Actividad 2 | Diseñar mecanismo preliminar para el exoesqueleto acorde a los grados de libertad de la mano | 11/08/2019 | 15/08/2019 | 2019-02 | \$ - |
| Actividad 3 | Elaborar un modelo preliminar en solid Works del exoesqueleto considerando las medidas de la mano del paciente | 15/08/2019 | 25/08/2019 | 2019-02 | \$ - |
| Actividad 4 | Obtener los modelos matemáticos de la simulación realizada en solidworks. | 26/08/2019 | 31/08/2019 | 2019-02 | \$ - |
| Entregable # 2 | Programa de control del sistema | 6/01/2019 | 15/12/2019 | 20% | \$ 28.000 |
| Actividad 5 | Realizar un diagrama guía de el comportamiento del sistema | 31/08/2019 | 15/09/2019 | 2019-02 | \$ - |
| Actividad 6 | Utilizar la IDE (sigla en inglés de Integrated Development Environment) de Arduino para ejecutar la programación. | 16/09/2019 | 25/10/2019 | 2019-02 | \$ 28.000 |
| Actividad 7 | Simular y verificar el comportamiento del código | 26/10/2019 | 10/11/2019 | 2019-02 | \$ - |
| Actividad 8 | Realizar correcciones | 1/12/2019 | 15/12/2019 | 2019-02 | \$ - |
| OBJETIVO 2 | Construir un sistema mecatrónico de rehabilitación pasiva de actividad motora en manos para pacientes con trauma raquimedular. | 12/02/2020 | 5/04/2020 | 80% | \$ 1.843.450 |
| Entregable # 3 | Fabricar exoesqueleto del rehabilitador | 12/02/2020 | 5/04/2020 | 20% | \$ 288.000 |
| Actividad 9 | Determinar material óptimo, liviano, resistente, reciclable e higiénico para el rehabilitador | 12/02/2020 | 20/02/2020 | 2020-01 | \$ - |
| Actividad 10 | fabricar piezas en impresora 3D en material de Poliacido láctico PLA | 22/02/2020 | 13/03/2020 | 2020-01 | \$ 160.000 |
| Actividad 11 | Ensamble de las piezas. | 14/03/2020 | 9/04/2020 | 2020-01 | \$ 128.000 |
| Actividad 12 | prueba motriz del exoesqueleto | 10/04/2020 | 23/04/2020 | 2020-01 | \$ - |
| Entregable # 4 | Construcción del controlador para el rehabilitador | 8/04/2020 | 28/04/2020 | 20% | \$ 1.555.450 |
| Actividad 13 | Diseño del PCB (circuito impreso) | 8/05/2020 | 15/05/2020 | 2020-01 | \$ - |
| Actividad 14 | construcción y soldadura de la placa del circuito impreso | 9/06/2020 | 16/06/2020 | 2020-01 | \$ 30.450 |
| Actividad 15 | fabricación de caja controladora | 10/06/2020 | 17/08/2020 | 2020-02 | \$ 25.000 |
| Actividad 16 | Conectar los actuadores con el exoesqueleto | 18/08/2020 | 20/08/2020 | 2020-02 | \$ 1.500.000 |
| Actividad 17 | Realizar pruebas de comunicación del módulo bluetooth con el controlador y desempeño de actuadores | 28/08/2020 | 3/09/2020 | 2020-02 | \$ - |
| OBJETIVO 3 | Implementar el sistema mecatrónico de rehabilitación pasiva para su verificación y testeo. | 25/08/2020 | 28/10/2020 | 100% | \$ 200.000 |
| Entregable # 5 | Rehabilitador pasivo de manos totalmente funcional | 25/08/2020 | 28/10/2020 | 20% | \$ 200.000 |
| Actividad 18 | Preparar al paciente con el apoyo de una fisio terapeuta para estimular motricidad en la mano antes de probar el prototipo | 9/09/2020 | 10/09/2020 | 2020-02 | \$ 200.000 |
| Actividad 19 | Realizar prueba y adaptación del rehabilitador con el paciente | 10/09/2020 | 29/09/2020 | 2020-02 | \$ - |
| Actividad 20 | Comprobar el comportamiento motriz del rehabilitador y garantizar que sea armónico con la cinemática natural de la mano | 29/09/2020 | 28/10/2020 | 2020-02 | \$ - |
| Actividades Especiales | | | | | |
| | Admon y Gerencia del Proyecto | | | | |
| | Procesos de selección objetiva | | | | |
| | Estudio de Resultados del proyecto | | | | |
| TOTAL | Total: | | | 220% | \$ 2.071.730 |

5. PRESUPUESTO

En este apartado se presentan detalladamente los gastos e insumos presentados a lo largo de la elaboración del trabajo de grado, considerando la cooperación de la universidad y gastos personales durante el desarrollo de un sistema mecatrónico para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit de la actividad motora en manos, a causa de trauma raquimedular.

5.3. PRESUPUESTO GENERAL

Tabla 2. Presupuesto general.

|  | PRESUPUESTO PARA PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN | | | | GC-IV-PR-05-03 |
|--|--|----------------------|------------------------|----------------------|----------------------|
| | | | | | Versión 4 |
| | | | | | 19/08/2020 |
| PRESUPUESTO GENERAL DEL PROYECTO | | | | | |
| RUBROS | Fuentes de Financiamiento | | | | Total |
| | Vicerrectoría de Investigación y Transferencia UAC | Personal | Otras fuentes Externas | Contrapartida UAC | |
| 1. Personal Científico | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 37.332.800 | \$ 37.332.800 |
| 2. Personal de Apoyo | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 3.569.600 | \$ 3.569.600 |
| 3. Consultoría Especializada y | \$ 0 | \$ 200.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 200.000 |
| 4. Materiales e Insumos | \$ 0 | \$ 1.755.540 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 1.755.540 |
| 5. Salidas de Campo | \$ 0 | \$ 400.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 400.000 |
| 6. Equipos | \$ 0 | \$ 2.427.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 2.427.000 |
| 7. Bibliografía | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 |
| 8. Difusión de Resultados | \$ 0 | \$ 1.500.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 1.500.000 |
| 9. Viajes | \$ 0 | \$ 4.000.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 4.000.000 |
| TOTAL PRESUPUESTO DEL PROYECTO | \$ 0 | \$ 10.282.540 | \$ 0 | \$ 40.902.400 | \$ 51.184.940 |

5.4. PERSONAL CIENTÍFICO Y DE APOYO

El presupuesto invertido en este rubro consiste en el costo del tiempo empleado por el personal de investigación vinculados a este proyecto, que incluye a los directores y a los auxiliares de investigación.

Tabla 3. Costo personal científico.

| 1. PERSONAL CIENTIFICO | | | | | | | | | | |
|------------------------|-----------------------------|------------------|-----------------|-------------------------|----------------|--------------------------------|-------------|------------------------|----------------------|----------------------|
| Nombres y Apellidos | Función dentro del Proyecto | Tipo de Contrato | Valor Hora (\$) | Dedicación Horas/semana | No. de Semanas | Fuentes de Financiamiento | | | | |
| | | | | | | Vicerrectoría de Investigación | Personal | Otras Fuentes Externas | Contrapartida UAC | SUB-TOTAL |
| 1.PABLO BONAVERI | Invest. | Titular | \$ 46.666 | 10 | 40 | | | | \$ 18.666.400 | \$ 18.666.400 |
| 2.CARLOS DIAZ | Co- | Titular | \$ 46.666 | 10 | 40 | | | | \$ 18.666.400 | \$ 18.666.400 |
| 3. | | | | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| 4. | | | | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| 5. | | | | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| 6. | | | FALSO | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| SUB-TOTAL | | | | | | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 37.332.800 | \$ 37.332.800 |

Tabla 4. Costo personal de apoyo.

| 2. PERSONAL DE APOYO | | | | | | | | | | |
|----------------------|-----------------------------|---------------------|-----------------|-------------------------|----------------|--------------------------------|-------------|------------------------|---------------------|---------------------|
| Nombres y Apellidos | Función dentro del Proyecto | Tipo de Vinculación | Valor Hora (\$) | Dedicación Horas/semana | No. de Semanas | Fuentes de Financiamiento | | | | |
| | | | | | | Vicerrectoría de Investigación | Personal | Otras Fuentes Externas | Contrapartida UAC | SUB-TOTAL |
| 1.DALIETH PANA | Aux. Investigación | Semillero | \$ 2.231 | 20 | 40 | | | | \$ 1.784.800 | \$ 1.784.800 |
| 2.GERMAN MARTINEZ | Aux. Investigación | Semillero | \$ 2.231 | 20 | 40 | | | | \$ 1.784.800 | \$ 1.784.800 |
| 3. | | | FALSO | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| 4. | | | FALSO | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| 5. | | | FALSO | | | | | | \$ 0 | \$ 0 |
| SUB-TOTAL | | | | | | \$ 0 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 3.569.600 | \$ 3.569.600 |

5.5. CONSULTORIA ESPECIALIZADA

Tabla 5. Costo consultoría especializada.

| 3. CONSULTORIA ESPECIALIZADA Y SERVICIOS TECNICOS EXTERNOS | | | | | | |
|--|-----------------------------|--------------------------------|-------------------|------------------------|-------------------|-------------------|
| Descripción | Justificación | Fuentes de Financiamiento | | | | |
| | | Vicerrectoría de Investigación | Personal | Otras Fuentes Externas | Contrapartida UAC | SUB-TOTAL |
| 1. FISIOTERAPEUTA | SUPEVISAR LA REHABILITACION | | \$ 200.000 | | | \$ 200.000 |
| | | | | | | \$ 0 |
| | | | | | | \$ 0 |
| SUB-TOTAL | | \$ 0 | \$ 200.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 200.000 |

5.6. MATERIALES, INSUMOS Y EQUIPOS

El presupuesto dedicado a esta sección incluye los gastos presentados en la elaboración y construcción del prototipo, en lo que corresponde a materiales e insumos, costos de trabajo de campo y el costo de los equipos usados.

Tabla 6. Costo material e insumos.

| 4. MATERIALES E INSUMOS | | | | | | |
|-----------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|---------------------|------------------------|-------------------|---------------------|
| Descripción | Justificación | Fuentes de Financiamiento | | | | SUB-TOTAL |
| | | Vicerrectoría de Investigación | Personal | Otras Fuentes Externas | Contrapartida UAC | |
| 1. ARDUINO UNO | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 28.000 | | | \$ 28.000 |
| 2. SERVO SHIELD Ref:PCA9685 | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 12.000 | | | \$ 12.000 |
| 3. BLUETOOTH HC05 | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 18.000 | | | \$ 18.000 |
| 4. PCB DE CONEXIONES | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 10.000 | | | \$ 10.000 |
| 5. PULSADORES | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 2.000 | | | \$ 2.000 |
| 6. CAJA ACRILICA PARA CONTROLADOR | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 25.000 | | | \$ 25.000 |
| 7. LED | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 540 | | | \$ 540 |
| 8. SERVO ACTUADORES LINEALES | CONTROL DEL REHABILITADOR | | \$ 1.500.000 | | | \$ 1.500.000 |
| 9. PIEZAS IMPRESAS 3D | CONSTRUCCIÓN DEL REHABILITADOR | | \$ 160.000 | | | \$ 160.000 |
| 10. TONILLOS | CONSTRUCCIÓN DEL REHABILITADOR | | \$ 5.000 | | | \$ 5.000 |
| 11. SERVO ENLACES | CONSTRUCCIÓN DEL REHABILITADOR | | \$ 120.000 | | | \$ 120.000 |
| 12. VELCRO | CONSTRUCCIÓN DEL REHABILITADOR | | \$ 3.000 | | | \$ 3.000 |
| SUB-TOTAL | | \$ 0 | \$ 1.755.540 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 1.883.540 |

Tabla 7. Costo trabajo de campo.

| 5. SALIDAS DE CAMPO | | | | | | | | | |
|-----------------------|-----------|-------------|-----------------|-----------------------|--|-------------------|------------------------|-------------------|-------------------|
| Descripción | Lugar | No. de Días | No. de Personas | Costo/día por persona | Fuentes de Financiamiento | | | | SUB-TOTAL |
| | | | | | Vicerrectoría de Investigación y Transferencia | Personal | Otras Fuentes Externas | Contrapartida UAC | |
| 1. VISITA AL PACIENTE | LAGUAJIRA | 20 | 2,00 | \$ 20.000,00 | | \$ 400.000 | | | \$ 400.000 |
| 2. | | | | | | | | | \$ 0 |
| 3. | | | | | | | | | \$ 0 |
| 4. | | | | | | | | | \$ 0 |
| SUB-TOTAL | | | | | \$ 0 | \$ 400.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 400.000 |

Tabla 8. Costo equipos usados.

| 6. EQUIPOS | | | | | | | |
|------------------|-------------------|----------|---|---------------------|------------------------|-------------------|---------------------|
| Descripción | Justificación | Cantidad | Fuentes de Financiamiento | | | | |
| | | | vicerectoría de Investigación y Transferencia | Personal | Otras Fuentes Externas | Contrapartida UAC | SUB-TOTAL |
| 1. PORTATIL I5 | ALGORITMO Y OTROS | 1 | | \$ 2.000.000 | | \$ 2.000.000 | |
| 2. MULTÍMETRO | MEDICIONES | 1 | | \$ 247.000 | | \$ 247.000 | |
| 3. MOTORTOOL | FABRICACIÓN PCB | 1 | | \$ 180.000 | | \$ 180.000 | |
| 4. | | | | | | \$ 0 | |
| SUB-TOTAL | | | \$ 0 | \$ 2.427.000 | \$ 0 | \$ 0 | \$ 2.427.000 |

6. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

6.3. DISEÑO DEL PROTOTIPO

A continuación, mostraremos las etapas consideradas en el diseño del dispositivo mecatrónico tipo exoesqueleto de mano, en donde como principio básico del diseño estimamos 4 parámetros que debe cumplir el prototipo, los cuales son:

- 1) Para asegurar una buena sujeción de la mano del paciente durante el proceso de apertura y cierre de esta, la estructura debe ser tipo exoesqueleto, es decir, un armazón externo con un mecanismo motriz coherente con los grados de libertad de la mano humana.
- 2) Para permitir buena movilidad del sistema el exoesqueleto debe sujetar adecuadamente las falanges proximales y la falange media de cada dedo teniendo en cuenta la naturaleza motriz de las articulaciones entre ellos.
- 3) Los elementos mecánicos deben trabajar bajo parámetros coherentes al momento de ejecutar movimientos del paciente, para cuando este use el exoesqueleto colocado en su mano, las trayectorias motrices sean acordes a la geometría y cinemática del movimiento natural de los dedos, evitando atrofiar aún más la motricidad del paciente con movimientos anormales.
- 4) La velocidad de movimiento de los dedos durante la apertura y cierre de la mano debe poder ser regulada.

6.1.1. DISEÑO DEL EXOESQUELETO

En esta sección del documento, se indica cómo se han realizado las distintas tareas de diseño de las partes que unirá la estructura principal del exoesqueleto, con las falanges proximales y medias de los distintos dedos además de los actuadores de control. El diseño de estas partes se ha realizado con el software SOLIDWORKS 2018.

Para el modelo se utilizaron las medidas de la mano del paciente (tabla 9) al cual se le adaptara el prototipo para suplir sus necesidades.

Tabla 9. Medición dedos del paciente

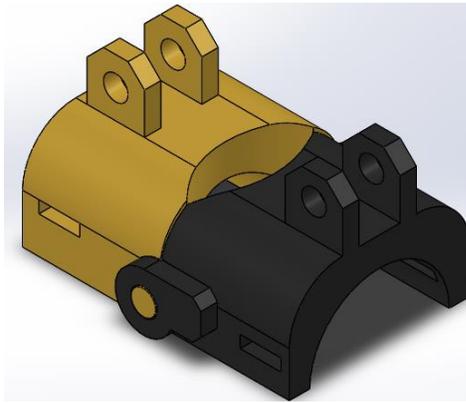
| NOMBRE | DIÁMETRO (MM) | LONGITUD FALANGE PROXIMAL (MM) | LONGITUD FALANGE MEDIA (MM) |
|-------------------|----------------------|---------------------------------------|------------------------------------|
| Meñique | ∅=17 | 17 | 15 |
| Anular | ∅=19 | 20 | 17 |
| Dedo medio | ∅=22 | 22 | 18 |
| Índice | ∅=22 | 20 | 18 |
| Pulgar | ∅=22 | 22 | 17 |

6.1.1.1. ESTRUCTURA DE LAS FALANGES:

Para sujetar las falanges de la mano derecha vamos a utilizar dos piezas con forma de semi cilindros huecos unidos entre sí por medio de una bisagra y unas tiras de velcro para asegurar dichas piezas ubicadas en las falanges, teniendo en cuenta no causar rigidez en la articulación media del dedo.

Haciendo referencia de lo mencionado anteriormente podemos observar en 3D el aspecto que tienen dichas piezas en la etapa de diseño con el Software SolidWorks 2018 mostrado a continuación.

Figura 11. Diseño de pieza para sujetar las falanges media y proximal.



Fuente: Elaborada por autores.

Como se puede ver en la figura anterior las piezas no necesitan de herramientas o piezas auxiliares para su montaje una vez impresas, sin necesidad de usar tornillería o de ni ningún elemento de unión más que ellas mismas para ensamblarse y a su vez se puede observar que cumple la característica de no obstruir el movimiento de la articulación de los dedos, ya que, las dos piezas tienen un hueco en el medio, donde se unen, que evita posibles daños a la piel en la zona de los nudillo (Figura 13).

Figura 12. Pieza impresa del diseño preliminar.



Fuente: Elaborada por autores.

Figura 13. Piezas en sus dos estados para la flexión de los dedos



Fuente: Elaborada por Autores.

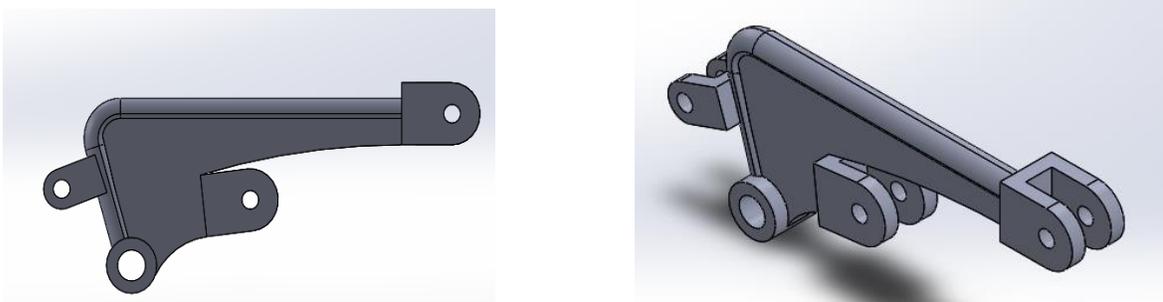
6.1.1.2. DISEÑO DE LA PIEZA MODELADORA DEL MOVIMIENTO DE CADA DEDO.

En este apartado se buscó diseñar el componente del exoesqueleto, que cumple la función de eslabón conductor para poder unir el motor con el resto del mecanismo de las falanges.

Se ha considerado una pieza que convierte el movimiento lineal del motor en un movimiento circular para la falange proximal y la media.

Este diseño también se realizó mediante la herramienta CAD SolidWorks 2018 como se puede observar a continuación:

Figura 14. Diseño de pieza auxiliar para convertir el movimiento lineal del motor en angular.



Fuente: Elaborada por Autores.

Figura 15. Modelo final impreso en 3D



Fuente: Elaborada por Autores.

6.1.1.3. SERVO ENLACES

Los servo enlaces que se han considerado están formados por 3 piezas: Dos de ellas son los extremos, y una tercera es la varilla roscada del centro; esto permite alargar o encoger dichas barras sin desmontar las piezas que estén sujetas en sus extremos.

Figura 16. Barras extensoras para unión de piezas de falanges



Fuente: Elaborada por Autores.

6.1.1.4. ANÁLISIS Y CÁLCULOS DEL MOVIMIENTO DE LOS DEDOS

A continuación, en el documento se plantearon unas ecuaciones matemáticas para obtener el mapa de velocidades de extensión de los actuadores que describan el comportamiento del sistema para que llegado el caso de realizar algún cambio en

cualquiera de las medidas de los eslabones que componen el mecanismo del exoesqueleto, se pueda programar cada actuador para obtener el comportamiento exacto del sistema para eventuales modificaciones de los servos enlace que se han previsto en el exoesqueleto para adaptación de este a diferentes manos.

I. MÉTODOS Y ECUACIÓN DE POSICIÓN

En el apartado 4.2. del documento se definió el tipo de metodología del proyecto como método exploratorio porque partíamos de una hipótesis informal y variables sin identificar, por ello que durante esta sección se quiere comenzar por explicar brevemente la diferencia entre variables primarias y secundarias, dado será muy importante para poder seguir a el planteamiento matemático.

- Variables primarias (q_i): son aquellas de las que conocemos su valor, y forman los datos del sistema, junto con los valores constantes que aparecerán. Deben aparecer tantas variables primarias como grados de libertad tenga el mecanismo para garantizar un movimiento armónico y una solución de las ecuaciones obtenidas.
- Variables secundarias (q_i): Son las incógnitas del sistema. Son, por tanto, aquellas magnitudes de las que se quiere determinar su valor para su implementación en el modelo físico.

Entonces, para las ecuaciones de bucles cerrados debemos tener en cuenta dos aspectos importantes:

- 1) Como una primera ecuación vectorial se plantearon con los vectores que unen las diferentes articulaciones de un mismo eslabón con los eslabones adyacentes, incluido el eslabón base, de manera que sea un bucle cerrado. Con ello la suma de los vectores que lo componen debe ser nula.

- 2) Con respecto a los ángulos se obtuvieron tomando como origen el eje x de un sistema de referencia directo, en el sentido marcado por el camino más corto entre el eje x y el eje y. sentido anti horario.

Esta ecuación vectorial se descompone en dos ecuaciones escalares que conforman el punto de partida para los cálculos de posición y velocidad, en el caso en el que la solución del sistema brinde ecuaciones no lineales se hizo mediante el empleo de la herramienta informática de cálculo matemático MATLAB. Estas soluciones proporcionaron los resultados geométricos que son nuestras posiciones de los dedos durante la operación del mecanismo

II. CÁLCULO DE VELOCIDADES

Las ecuaciones escalares obtenidas en el cálculo de posiciones donde estas pueden ser en función de las variables primarias q_i y las variables secundarias α_i se expresan de la siguiente forma:

Ecuación 9. . Ecuación escalar de posición en función de variable primaria.

$$F_1(q, \alpha_1, \dots, \alpha_n) = 0 \quad (9)$$

. Ecuación 10. Ecuación escalar de posición en función de variable secundarias.

$$F_n(q, \alpha_1, \dots, \alpha_n) = 0 \quad (10)$$

Derivando respecto al tiempo las ecuaciones . Ecuación 10) y Ecuación 11), escribiendo el sistema en forma matricial y despejando las derivadas temporales de las variables secundarias, obtendremos:

Ecuación 11. Ecuación escalar de posición derivada respecto al tiempo

$$[\dot{\alpha}_1] = -\dot{q} [J]^{-1} \frac{dF_i}{dq} \quad (11)$$

Para la obtención completa de los cálculos correspondientes a cada dedo se requiere de dos mecanismos cerrados o bucles de los anteriormente referidos.

Denominaremos:

- *Bucle 1* está formado por la base de los motores, la pieza conductora, el servo enlace y las sujeciones de falange.
- *Bucle 2* se compone por el motor, el soporte o base (Base de motores) y al eslabón que cierra el bucle (pieza conductora).

Bucle 1:

Empezaremos con el que queremos determinar la posición y velocidad para sucesivas posiciones de un dedo. Para este análisis se usará los valores obtenidos para el dedo Anular. Tomaremos como variable primaria la posición angular del dedo:

Ecuación 12. Variable primaria del bucle 1

$$q_1 = \beta_3 \quad (12)$$

Y como variables secundarias las posiciones angulares de la pieza intermedia y el servo enlace:

Ecuación 13. Variable secundaria 1 del bucle 1.

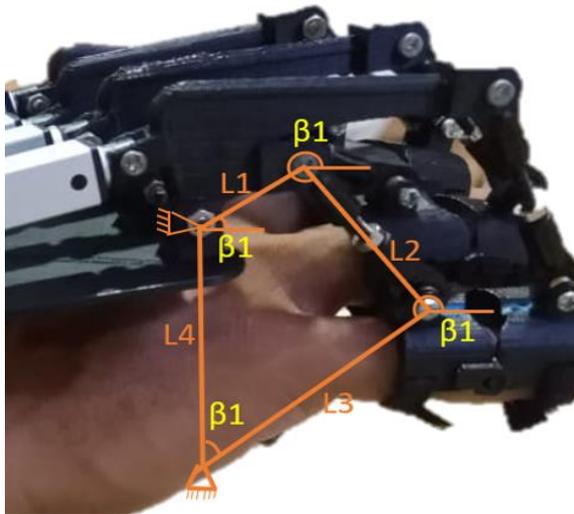
$$\alpha_1 = \beta_1 \quad (13)$$

Ecuación 14. Variable secundaria 2 del bucle 1.

$$\alpha_1 = \beta_2 \quad (14)$$

El recorrido angular del dedo estará expresado en 4 intervalos, de manera que los valores para β_3 en la ecuación Ecuación 12) serán, sucesivamente: 228°, 216°, 204° y 192°; para esos valores, se obtendrán los correspondientes resultados en β_1 en la ecuación Ecuación 13) y β_2 en la ecuación Ecuación 14).

En este bucle, son constantes y conocidos L_1, L_2, L_3, L_4 , así como el ángulo β_4



$L_1 = 19\text{mm}$
 $L_2 = 25\text{mm}$
 $L_3 = 30\text{mm}$
 $L_4 = 31\text{mm}$
 $\beta_4 = \pi/2 \text{ rad}$

Fuente: Elaborada por Autores.

Entonces:

Ecuación 15. Constantes conocidas del bucle 1.

$$\overline{L_1} + \overline{L_2} + \overline{L_3} + \overline{L_4} = 0 \quad (15)$$

Al proyectar la ecuación Ecuación 15) sobre los ejes XY resultan estas dos ecuaciones escalares:

Ecuación 16. Constantes del bucle 1 sobre el eje X

$$L_1 \cos(\beta_1) + L_2 \cos(\beta_2) + L_3 \cos(\beta_3) + L_4 \cos(\beta_4) = 0 \quad (16)$$

Ecuación 17. Constantes del bucle 1 sobre el eje Y

$$L_1 \sin(\beta_1) + L_2 \sin(\beta_2) + L_3 \sin(\beta_3) + L_4 \sin(\beta_4) = 0 \quad (17)$$

Para el cálculo de velocidades para las variables secundarias mostradas en la ecuación Ecuación 13) y Ecuación 14) ecuación de bucle cerrado y en las proyecciones los ejes XY de las constantes del bucle 1 en las ecuaciones (Ecuación 16) y Ecuación 17), utilizamos el método algebraico Jacobiano, que definimos y calculamos así:

Ecuación 18. Matriz de velocidades con Método Jacobiano para las variables secundarias

$$[J] = \begin{Bmatrix} \frac{dF_1}{d\beta_1} & \frac{dF_1}{d\beta_2} \\ \frac{dF_2}{d\beta_1} & \frac{dF_2}{d\beta_2} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} -18.45 \sin(\beta_1) & -27.92 \sin(\beta_2) \\ 18.45 \cos(\beta_1) & 27.92 \cos(\beta_2) \end{pmatrix} \quad (18)$$

De igual manera establecemos la matriz formada por las derivadas de las ecuaciones escalares de bucle cerrado respecto a la variable primaria q de la ecuación Ecuación 12).

Ecuación 19. Matriz de velocidades con respecto a la variable primaria q

$$\frac{dF_i}{dq} = \begin{pmatrix} -21.7 \sin(\beta_3) \\ 21.7 \cos(\beta_3) \end{pmatrix} \quad (19)$$

Se espera que la primera falange conserve una velocidad angular promedio a los 0.16 rad/s, durante el proceso de bajada del dedo. Esto se ha considerado teniendo en cuenta un desplazamiento del dedo de 36°, y un tiempo para efectuarlo de 5.5 seg. Tomaremos, entonces, un valor para \dot{q}_1 de 0.16 rad/s. de manera que, el desplazamiento del vástago se estima en 15.5.mm. Estos son los valores que pondremos como condición de diseño para la obtención de la velocidad del vástago del actuador en cada posición.

Mediante la herramienta MATLAB obtenemos los resultados siguientes para la velocidad angular de la pieza conductora que nos servirá para calcular la velocidad de actuación del motor en el bucle 1 con respecto al valor dado para \dot{q} y los sucesivos valores de β_3 . Estos resultados se muestran tabulados a continuación.

Resultado bucle 1 Matlab R2014a

Ya obtenidos los valores de posición y velocidad del bucle 1, que nos permiten analizar el movimiento de los servos motores y el deslizamiento del vástago, procedemos a definir el bucle 2, el cual está compuesto por el motor, la pieza conductora y la base de los motores.

Tabla 10 Resultados del bucle 1

| Bucle 1: dedo Anular – Resultados obtenidos | | | | |
|---|-----------------------|-----------------------|---------------------------------------|---------------------|
| L1 = 18.45 mm, L2= 29.92 mm, L3= 21.7 mm, L4= 37 mm, $\beta_4= 90$ grados | | | | |
| Variables de entrada | Resultados obtenidos | | Velocidad de 1 ^{era} falange | Velocidad β_1 |
| $\beta_3 = 192^\circ$ | $\beta_1 = -0.26$ rad | $\beta_2 = -1.44$ rad | $q_1=0.16$ rad/s | 0.18 rad/s |
| $\beta_3 = 204^\circ$ | $\beta_1 = -0.01$ rad | $\beta_2 = -1.52$ rad | $q_1=0.16$ rad/s | 0.16 rad/s |
| $\beta_3 = 216^\circ$ | $\beta_1 = 0.20$ rad | $\beta_2 = -1.58$ rad | $q_1=0.16$ rad/s | 0.15 rad/s |
| $\beta_3 = 228^\circ$ | $\beta_1 = 0.38$ rad | $\beta_2 = -1.66$ rad | $q_1=0.16$ rad/s | 0.12 rad/s |

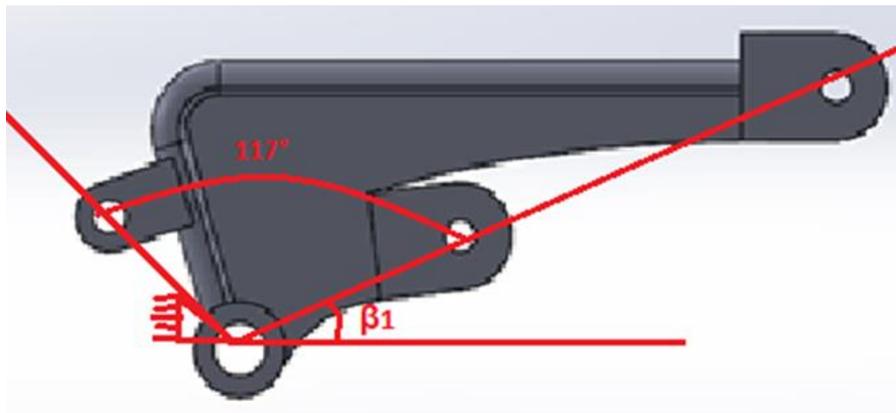
Bucle 2:

Para el bucle 2 se identifican las siguientes constantes L2, L3 y γ_3 . La variable primaria es γ_2 . Y las secundarias son γ_1 y L1. En particular γ_2 y β_3 son ángulos que se definen en un mismo sólido rígido, donde la variable primaria está definida por la ecuación Ecuación 20):

Ecuación 20. Resultante de la variable primaria de la sumatoria de ángulos.

$$\gamma_1 = \beta_1 + 177 \quad (20)$$

Figura 17. Relación de ángulos en la pieza conductora



Fuente: Elaborada por Autores.

Basados en la figura 18, las constantes para el bucle 2 está definida por:

Ecuación 21. Constates del Buble 2

$$\overline{L1} + \overline{L2} + \overline{L3} = 0 \quad (21)$$

Al proyectar sobre los ejes X e Y indicados las ecuación (21) las resultantes son:

Ecuación 22. Contantes del bucle 2 proyectadas en el eje X

$$L1 \cos(\gamma_1) + L2 \cos(\gamma_2) + L3 \cos(\gamma_3) = 0 \quad (22)$$

Ecuación 23. Contantes del bucle 2 proyectadas en el eje Y

$$L1 \sin(\gamma_1) + L2 \sin(\gamma_2) + L3 \sin(\gamma_3) = 0 \quad (23)$$

A partir de las ecuaciones (22) y (23), para la velocidad del bucle 2 está dada la siguiente matriz jacobiana con respecto a las variables secundarias de las ecuaciones (13) y (14):

Ecuación 24. Matriz de velocidades bucle 2 respecto a las variables secundarias

$$[J] = \begin{Bmatrix} \frac{dF_1}{d\gamma_1} & \frac{dF_1}{d\gamma_2} \\ \frac{dF_2}{d\gamma_1} & \frac{dF_2}{d\gamma_2} \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\gamma_2) & -27.92 \sin(\gamma_2) \\ \sin(\gamma_2) & 27.92 \cos(\gamma_2) \end{pmatrix} \quad (24)$$

De igual manera la matriz jacobiana de velocidades a partir de los ejes XY con respecto a la variable primaria de la ecuación (12) es:

Ecuación 25 Matriz de velocidades bucle 2 respecto a la variable primaria.

$$\frac{dF_i}{d_q} = \begin{pmatrix} -18.45 \sin(2.04204 + \gamma_1) \\ 18.45 \cos(2.04204 + \gamma_1) \end{pmatrix} \quad (25)$$

La siguiente tabla muestra los resultados obtenidos de las ecuaciones anteriores:

Resultado bucle 2 Matlab R2014a

Tabla 11 Resultados bucle 2

| Bucle 2: dedo Anular – Resultados obtenidos | | | |
|---|------------------------|----------------|----------------------|
| L2 = 18.45 mm, $\gamma_1 = \beta_1 + 117^\circ$ | | | |
| Variables de entrada | Resultados obtenidos | | Velocidad de vástago |
| $\beta_3 = 192$ grados | $\gamma_1 = -2.99$ rad | L1 = 121.12 mm | 3.48 mm/s |
| $\beta_3 = 204$ grados | $\gamma_1 = -2.99$ rad | L1 = 116.67 mm | 2.88 mm/s |
| $\beta_3 = 216$ grados | $\gamma_1 = -3.01$ rad | L1 = 113.07 mm | 2.27 mm/s |
| $\beta_3 = 228$ grados | $\gamma_1 = -3.03$ rad | L1 = 110.36 mm | 1.60 mm/s |

A partir de los resultados mostrados en la tabla anterior se puede evidenciar los valores de la velocidad de los motores en 4 puntos del recorrido, que al momento de programarse cumpla la finalidad de obtener una velocidad de giro en el dedo angular constante de 0,16 rad/s como se expuso en el análisis del bucle 1.

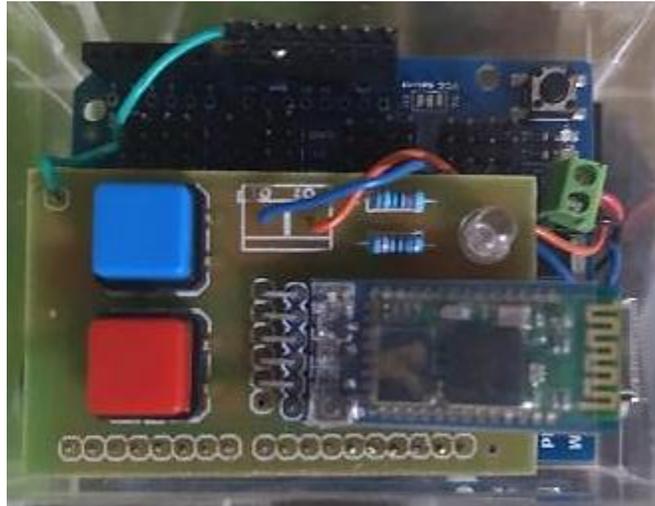
6.1.2. CONTROL DEL PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE MANO

En este apartado se explicará cómo fue el proceso en el diseño y construcción del sistema de control simple, el cual permitirá el movimiento del dispositivo mecánico (exoesqueleto) diseñado hasta el momento. De manera que, para este propósito se realizó el diseño y construcción del circuito impreso, así como también el código que controle los movimientos del sistema y la construcción de la interfaz del software, en este mismo orden de ideas se ira explicando detalladamente en el siguiente contenido.

6.1.2.1. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE ELEMENTOS AUXILIARES PARA EL CONTROL DEL REHABILITADOR DE MANO

Se diseñó y fabricó una placa PCB (tabla de circuito impreso) en la cual se utilizó dentro de sus elementos un Módulo bluetooth HC-05, que nos facilitara conexión a dispositivos como Tablet, pc o celulares. La placa impresa también consta de elementos como pulsadores que nos ayudará con el RESET y pare de emergencia del prototipo, dos resistencias (1K ohm y 2K ohm) para brindarle una condición segura a el módulo bluetooth, un Led de será un indicador de comunicación entre el dispositivo móvil y el circuito, así como también unos pines de conexión.

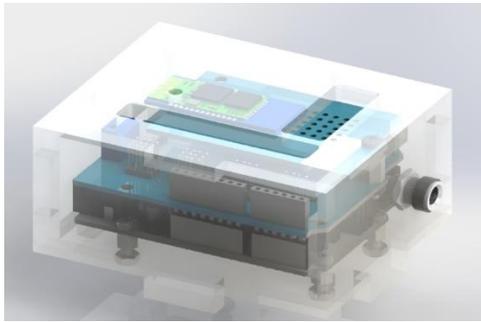
Figura 18. Placa de circuito impreso del controlador



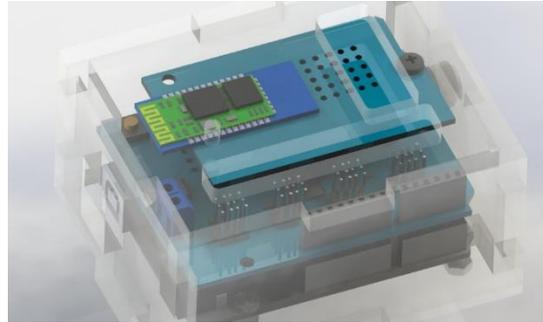
Fuente: Elaborada por Autores.

Luego de diseñar y fabricar el PCB notamos que el número de cables generaban gran desorden en el circuito, lo cual además de ser poco estético, también podría generar perturbaciones en el uso del dispositivo, por lo tanto, decidimos realizar una caja que permita agrupar la electrónica con su cableado, dando así un mejor aspecto y seguridad al proyecto.

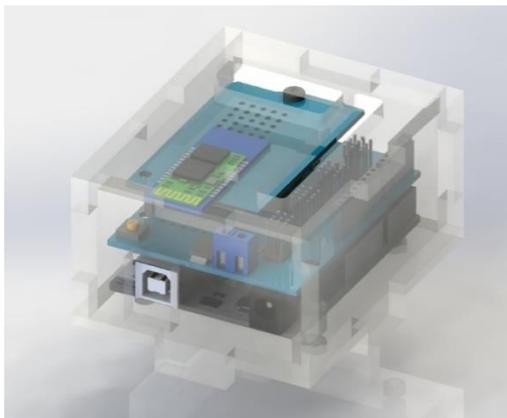
Figura 19. Vistas caja controlador



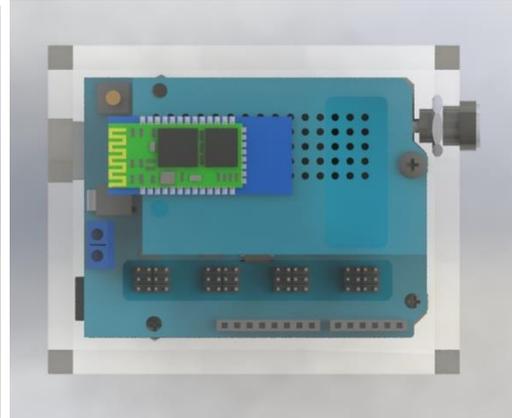
a) Vista Isométrica



b) Vista Isométrica



c) Vista Isométrica



d) Vista en Planta

Fuente: Elaborada por Autores.

La caja cuenta con las dimensiones apropiadas para ordenar adecuadamente todas piezas del controlador, de tal manera que: la base está diseñada y fabricada para que encaje el Arduino UNO evitando que este se mueva, y posee dos aperturas para conectar el cable que alimentara el sistema y el puerto donde se cargara el programa a él Arduino; de igual manera la altura de la misma permite la capacidad de superponer el módulo Servo Shield Ref:PCA9685 sobre el Arduino y a su vez también colocar el PCB sobre este módulo shield, donde la tapa superior tiene dos aperturas para los pulsadores y otra para los pines donde se conectarán los motores.

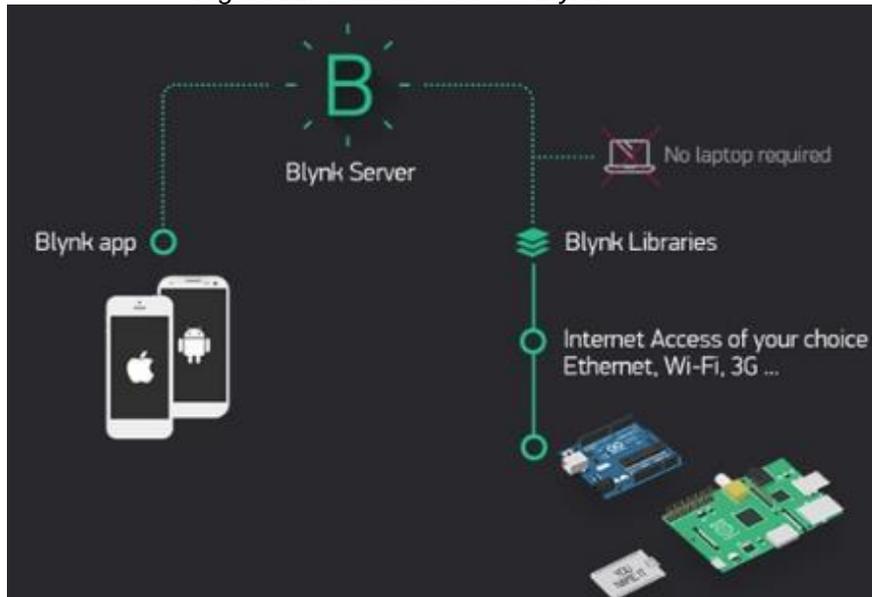
6.1.2.2. SOFTWARE DESARROLLADO PARA EL CONTROL DEL MOVIMIENTO DEL REHABILITADOR DE MANO

En cuanto a la programación el código se ha realizado en la IDE de Arduino. El resultado de este código se encuentra en el Anexo A: CODIGO

La estructura que compone el software está desarrollada en cuatro fases las cuales son:

1. La primera fase del contenido de la programación se habilita la comunicación serial entre el módulo Bluetooth y la aplicación auxiliar Blynk, debe ser declarada las librerías; Blynk Server es la aplicación auxiliar que actúa como una interfaz de control didáctica para nuestro software, esta interfaz será la responsable de toda la comunicación entre el teléfono celular y el hardware.

Figura 22. Comunicación de Blynk



Fuente: <https://humanizationoftechnology.com/blynk-plataforma-de-internet-de-las-cosas-en-la-red/revista/2018/volumen-4-2018/11/2018/>.

Así mismo también se definen las librerías para el Módulo Shield PCA9685 el cual tendrá interacción con los servos.

2. Se procede a declarar todas las variables de la programación, dentro de las cuales también se declaran las variables para definir la posición mínima y máxima del vástago del actuador lineal.

De igual manera, en esta fase se define la a consola de depuración o monitor serial, el cual es para visualizar lo que está ocurriendo en el código, es decir, se imprime para ver las partes del código que se están ejecutando.

3. A continuación, en esta fase se declara las funciones que usa Blynk para detectar lo que está siendo enviado a través de sus pines virtuales lo cuales utilizan para interfaz con bibliotecas (Servo, LCD y otros) e implementar funcionalidad personalizada.

Se incorpora la capacidad de enviar y recibir datos binarios por el puerto Serial usando a las funciones print para representar los parámetros de la posición máxima del servo.

4. Por último, en esta fase el código define las 3 funciones que corresponden al alcance del rehabilitador, los cuales son:

- Función en pausa: este modo de funcionamiento abre y cierra todos los dedos de la mano de manera pausada; este ejercicio le permite al paciente intentar tomar y solar un objeto.
- Función bucle cambio de velocidad: este modo de funcionamiento abre y cierra todos los dedos de la mano una y otra vez de manera continua y automática (abrir, cerrar, abrir, cerrar...), así como también regular la velocidad en la que se ejecutara el ejercicio.
- Función dedo por dedo: este funcionamiento abre y cierra un de dedo a la vez, este modo ejercitara cada dedo de manera individual con un bucle.

Lo expuesto anteriormente se puede entender con facilidad en el código anexado al documento (Anexo: A) ya que, este se tiene descripciones detalladas para facilitarle al lector comprender como funciona.

Finalmente se aprecia en la siguiente imagen como luciría la interfaz del controlador en la aplicación Blynk y explicaremos como funciona:

Figura 23. Interfaz del controlador en Blink

En la interfaz se contarán con unos botones digitales que ejecutarán las funciones asignadas en el código:

- El morado ejecutara la acción de agarrar y soltar (abrir y cerrar) una sola vez.
- El azul accionara el movimiento abrir y cerrar de cada dedo uno por uno.
- El amarillo ejecutara la rehabilitación de abrir y cerrar tipo bucle.

Así también como se mira en la Figura 25. Se puede modificar las velocidades y la cantidad de número ciclos realizados en la rehabilitación.

Con la finalidad de cumplir con el alcance propuesto, de permitir que el rehabilitador se adapte a cualquier tamaño de manos en la población, se dispuso la opción de cambiar la trayectoria del vástago de los actuadores considerando la longitud de los dedos de los pacientes.



Fuente: Elaborada por Autores.

Los botones digitales en la interfaz están programados en modo de pulsadores.

6.1.2.3. DISPOSITIVOS DE LA ELECTRÓNICA PARA CONTROLAR LOS MOVIMIENTOS DE LA REHABILITACIÓN.

- **ARDUINO UNO:**

En nuestro caso se empleó como controlador un microcontrolador de código abierto basado en el microchip ATmega328P y desarrollado por Arduino.cc, esta se va a programó con su propio software de Arduino.

Figura 24. Arduino UNO

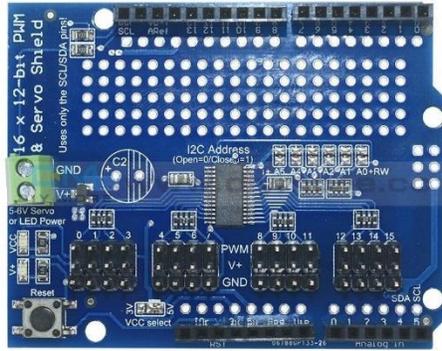


Fuente: <http://www.iescamp.es/miarduino/wp-content/uploads/2016/01/arduino-2-300x209.jpg>.

Para este Arduino se ha hecho una serie de adaptaciones y dispositivos auxiliares (PCB) para que sea más claro y funcional el método de trabajo del rehabilitador de manos, en las secciones anteriores se explica a detalle el diseño y construcción de elementos para el control del exoesqueleto

- **SERVO SHIELD REF: PCA9685**

En uno de los dispositivos axilares para el Arduino, es un shield de expansión que permite la salida de hasta 16 señales PWM con interface I2C y compatible con Arduino y Microcontroladores. Puede ser concatenado con otros módulos iguales aumentando la versatilidad y permitiendo obtener hasta 992 salidas PWM.

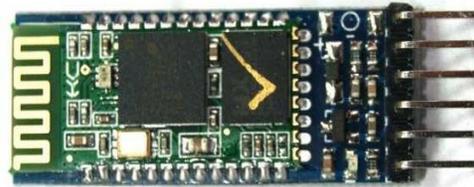


Fuente: <https://encryptedtbn0.gstatic.com/images?q=tbn%3AAND9GcRFdsmmxUdvzq-LjqfDK75lwI6Xql4noe7Gg&usqp=CAU>

- **MODULO BLUETOOTH HC-05**

Este módulo es el que nos ofrece una mejor relación paciente-prototipo ya que es capaz de generar conexiones hacia otros dispositivos (Tablet, celular o pc) ya que es un módulo Maestro-Esclavo.

Figura 25. Modulo Bluetooth HC-05.



Fuente: <http://www.cyberofice.com.ar/index.php/producto/modulo-bluetooth-hc-05-master-slave-6-pines-boton-reset/>.

- **SERVO ACTUADORES LINEALES:**

Estos son servo motores lineal donde el actuador refleja un desplazamiento lineal dado por un vástago expulsado con determinada fuerza.

Figura 26. Actuador lineal ACTUONIX serie R-L16.



Fuente: Elaborada por Autores.

La marca que se escogio fue ACTUONIX con las siguientes características: L16-50-63-6-R, se prefirio de esta manera porque cumplen con los requisitos que se necesitan, ya que son actuadores de tamaño reducido baja velocidad y alta potencia, esto les hace ideales para este trabajo.

Figura 27. Datasheet actbarruador lineal ACTUONIX serie R-L16.

| L16 Specifications | | | |
|------------------------------|---|-------------|------------|
| Gearing Option | 35:1 | 63:1 | 150:1 |
| Peak Power Point | 50N @16mm/s | 75N @10mm/s | 75N @4mm/s |
| Peak Efficiency Point | 24N @24mm/s | 38N @15mm/s | 75N @7mm/s |
| Max Speed (no load) | 32mm/s | 20mm/s | 8mm/s |
| Max Force (lifted) | 50N | 100N | 200N |
| Back Drive Force | 21N | 46N | 102N |
| Stroke Option | 50mm | 100mm | 140mm |
| Mass | 56g | 74g | 84g |
| Repeatability (-P & LAC) | 0.3mm | 0.4mm | 0.5mm |
| Max Side Load (extended) | 40N | 30N | 20N |
| Closed Length (hole to hole) | 118mm | 168mm | 208mm |
| Feedback Potentiometer | 6kΩ±50% | 11kΩ±50% | 16kΩ±50% |
| Feedback Linearity | Less than 2.00% | | |
| Input Voltage | "P", "S" Rated at 12VDC. "R" series rated at 6VDC | | |
| Stall Current | 650mA @ 12V | | |
| Operating Temperature | -10°C to +50°C | | |
| Audible Noise | 60dB @ 45cm | | |
| Ingress Protection | IP-54 | | |
| Mechanical Backlash | 0.25mm | | |
| Limit Switches | Max. Current Leakage: 8uA | | |
| Maximum Static Force | 250N | | |
| Maximum Duty Cycle | 20% | | |

Fuente: <https://docs.rs-online.com/a941/0900766b814ad9e2.pdf>.

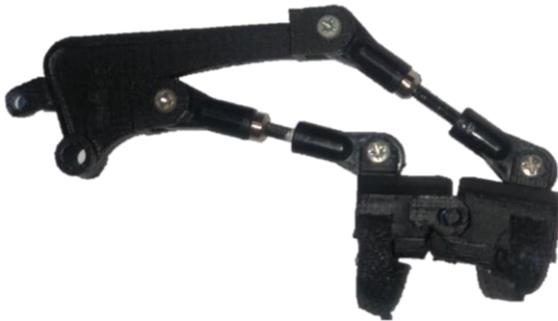
6.1.3. MONTAJE

El diseño del exoesqueleto cuenta con tres piezas principales de las cuales debemos tener en cuenta que dos ellas sujetan y soportan el peso de las falanges mediante unos semitubos, y una más que hace la unión de estas con el motor, la cual define la trayectoria de los dedos y el Angulo de curvatura de estos.

Se consideró que lo mejor sería utilizar tiras de velcro que recortadas y cosidas a las distintas piezas, formarían el arnés a medida para lograr una adecuada sujeción de las falanges sin llegar a maltratarlas.

Para el ensamble del conjunto de las piezas se necesitarán los siguientes tornillos:

Figura 28. Ensamblaje piezas de falanges.



Cuatro tornillos M3X8 cabeza avellanada que irán en los extremos de los servos enlace, las cuales son permiten unir los elementos de sujeción de las falanges con la pieza conductora.

Fuente: Elaborada por Autores.

Tres tornillos M4X5 que irán para anclar las uniones de los motores a la base.

Un tornillo M5X12 que actuara de eje de giro de la pieza conductora cuando sea empujada por el motor.

Dos tornillos M4X12 que estarán en los dos extremos del motor haciendo de ejes.

Figura 29. Ensamble piezas de falanges y motor



Fuente: Elaborada por Autores

Todos estos tornillos son necesarios para un único dedo, a la hora de hacer la mano completa será necesario multiplicar por cinco el total de estos tornillos.

Figura 30. Piezas de Falanges Sujetadas con Velcro.



Para las piezas de las falanges media y proximal se utilizó como material, velcro para atar las piezas, así como también permitir adaptar el exoesqueleto a la mano de cada paciente independiente al diámetro o grosor de sus falanges.

Fuente: Elaborada por Autores.

En las siguientes imágenes (Figura 31.) se demuestra como las falanges conservan su motricidad con las piezas sujetas a ellas.

Figura 31. Prueba motriz



Fuente: Elaborada por Autores

Figura 32 ensamble de todas las piezas de Todas las falanges con el motor.



Fuente: Elaborada por autor

Se ensamblan todos los todos los motores con las piezas impresas de la misma forma en la que fue descrita en la Figura 30. El acople de las 5 piezas de las falanges quedaría tal como se muestra en la Figura 33.

Hecho ya esto se procede a fijar las piezas en una base, mediante unas uniones tipo U (10 uniones), en la parte trasera de los motores se añadieron unas extensiones regulabas, en caso tal varíen las dimensiones de acuerdo con los dedos de las manos por persona.

Figura 33. Base motor



Fuente: Elaborada por autor

En el caso del pulgar se necesitará adaptar a la base dos extensiones (una de la extensión es regulable) para sujetar y agregar la base diseñada de un solo motor, la cual también dispondrá de dos uniones de ensamble para las piezas del pulgar.

Los tornillos para el montaje de la base que se utilizaron en este caso son los mismos utilizados anteriormente para las piezas de las falanges con el motor, en el caso de las uniones delanteras se usaron tuercas pequeñas sencillas, pero en las uniones traseras se necesitó de tuercas grandes de seguridad.

- **ELEMENTOS AUXILIARES**

Para brindarle soporte y mayor estabilidad al exoesqueleto para que el paciente no soporte todo el peso de los motores y no adopte la mano una mala postura al momento de hacer la rehabilitación, se fabricaron dos elementos auxiliares, uno para el antebrazo y otro para la mano:

Figura 34. Pieza antebrazo

6. *Soporte Antebrazo:* Esta base estará sujeta con velcro en el antebrazo del paciente para brindarle una adecuada postura al brazo y un soporte plano para adaptar la rehabilitación en cualquier superficie, ya sea en su cama o en la silla de rueda.

Esta pieza fue fabricada en impresora 3D con PLA como material



Fuente: Elaborada por Autores

Figura 35. Pieza antebrazo vista lateral



Fuente: Elaborada por Autores

7. *Soporte Exoesqueleto: Esta pieza es la que tendrá contacto directo a la piel de la mano del paciente.*

Figura 36. Pieza soporte del Exoesqueleto



Fuente: Elaborada por Autor

Lo que se busca con ella es evitar que reciba algún maltrato con los tronillos y tuercas que se usaron en el ensamblaje, así como también brindarle estabilidad al exoesqueleto en la mano ya que esta pieza también contara con unas correas de velcro para sujetarla a la mano.

Figura 37. Viste lateral derecho de pieza moldeada



Fuente: Elaborada por autor

Esta pieza fue fabricada con las medidas del paciente impresas en yeso con el fin de que el exoesqueleto conserve la ergonomía y sus funciones previstas

en los estudios cinemáticos. El material que se utilizó para la creación de la pieza fue resina transparente con tela de fibra de vidrio, dado que no se quería aportar mayor peso al dispositivo es material lo consideramos ideal ya que es liviano y resistente.

Figura 38. Vista lateral izquierdo pieza moldeada



Fuente: Elaborada por autor

Esta pieza también estará pintada negro y con dos ranuras de cada lado en la parte superior e inferior para sujetarla con velcro como se muestra en la Figura , para ser más fiable se sujetó en área del antebrazo y en diagonal en el área de la palma de la mano.

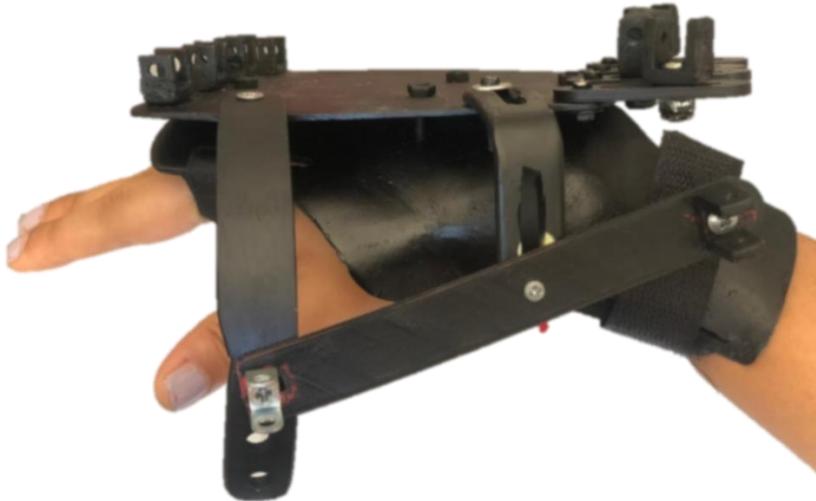
Figura 39. Sujeción del exoesqueleto con velcro.



Fuente: Elaborada por autor

Esta pieza se debe adaptar a la base de los motores con cuatro tornillos cabeza plana de estría 7x1.1/4 mm y cuatro tuercas de seguridad, estos se atornillarán de abajo hacia fuera quedando así la cabeza del tornillo con contacto a la piel de mano y reducir el maltrato de esta.

Figura 40. Base de los motores acoplada al soporte de la mano.



Fuente: Elaborada por autor

6.2. DISEÑO DISPOSITIVO FINAL

A continuación, en las siguientes figuras se muestra el aspecto final que tiene el dispositivo todo ensamblado, desde tres ángulos. Con estas tres imágenes el lector podrá hacerse una idea clara del aspecto del proyecto al unir las distintas piezas que componen el exoesqueleto.

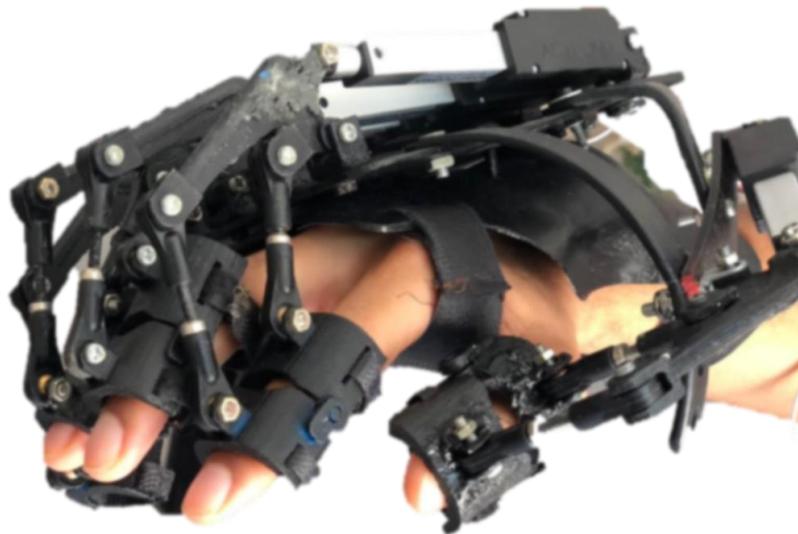
Figura 41. Exoesqueleto final vista frontal.



Fuente: Elaborada por Autores

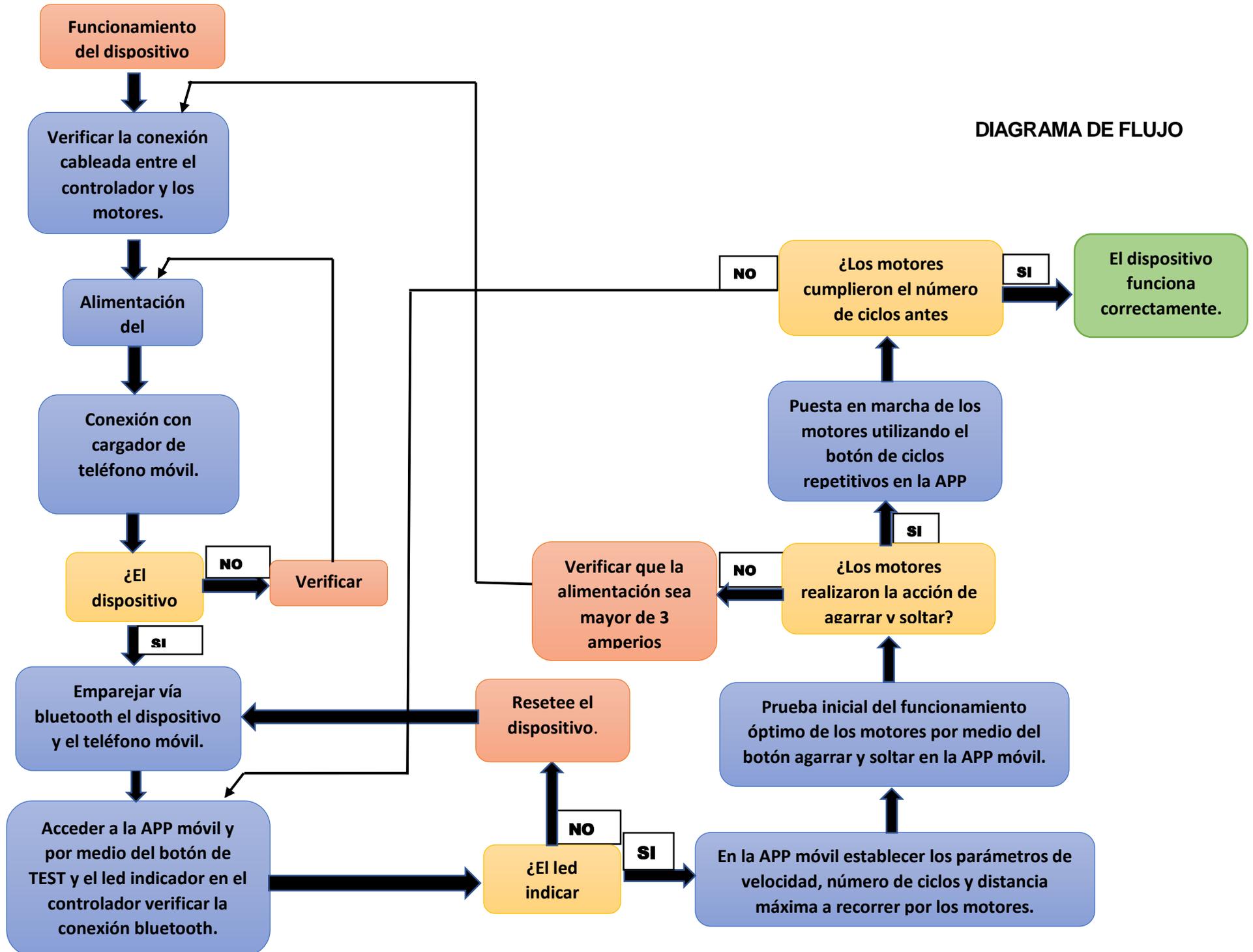
Como se puede apreciar no todas estas piezas tienen las mismas dimensiones, ya que como se ha comprobado en el planteamiento matemático (apartado 6.1.1.1. Análisis y cálculos del movimiento de los dedos) cada una debía tener unas medidas diferentes y precisas de acuerdo con la geometría de la mano.

Figura 42. Exoesqueleto final



Fuente: Elaborada por Autores

DIAGRAMA DE FLUJO



6.2. MATERIALES

6.2.1. PLA (Poliácido Láctico)

El material empleado es el PLA que tiene las siguientes características:

- El rango de temperatura de impresión está entre (190-220) °C.
- Baja contracción entre capas. Esto permitirá que no se produzca el "efecto warping" o que las capas intermedias-altas se agrieten por mala adhesión entre ellas "todo lo contrario al ABS".
- El PLA se fabrica a partir de maíz. No es tóxico y es ecológico.
- Este plástico tiene la comodidad de que viene en carretes que hace que sea fácil de gestionar

Figura 43. Rollos de hilos de PLA.



Fuente: <https://www.3dnatives.com/es/guia-filamento-pla-en-la-impresion-3d-190820192/>

6.2.2. RESINA DE POLIÉSTER. (TAMBIÉN LLAMADA RESINA DE FIBRA DE VIDRIO).

La resina, porcelanato o cristal líquido es un polímero termoestable que pasa de estado líquido a sólido cuando se le aplica un endurecedor o catalizador. La resina aporta muchas ventajas al prototipo dado sus características las cuales son:

- 1) *Alta resistencia térmica:* La composición de esta resina permite que soporte temperaturas prolongadas de hasta 80° C
- 2) *Gran resistencia a la corrosión:* La resina es uno de los recubrimientos que soportan una exposición más prolongada a agentes químicos corrosivos.
- 3) *Fácil aplicación y limpieza:* Debido a su perfecta flexibilidad, humectación y adherencia los recubrimientos de resina epoxi se aplican con gran facilidad y se limpian cómodamente.

6.3. RECOLECCIÓN DE DATOS

Al tratarse de un prototipo diseñado para un paciente puntual, permite la prueba del prototipo en campo, generando con ello la visualización de posibles mejoras en el desempeño del primer modelo final.

Este proceso de prueba y recolección de datos se realizó con el apoyo de una profesional en el campo de rehabilitación, una fisioterapeuta nos supervisó y previno cualquier perturbación o posibilidad atrofiar al paciente por malas prácticas en la rehabilitación.

Figura 44. Ejercicios con la fisioterapeuta.



Fuente: Elaborada por Autores

Primero se le realizaron una serie de ejercicios en las manos para la relajación de estas, ya que la paciente tenía un tiempo considerable sin ejercer movimientos o secciones de terapias, lo que por recomendación de la fisioterapeuta era necesario realizas para evitar apropiación al recibir movimientos repentinos excesivos en las manos.

Así mismo también intervino en la colocación del prototipo al paciente ya que quería cerciorarse que las falanges y la postura de mano se mantuvieran coherente a su forma natural, tras esta prueba nos recomendó recortar un poco los servos motores ya que las dimensiones sobre pasaban un poco las longitudes de los dedos y la abertura entre los semitubos de los dedos no coincidían con los nudillos.

Figura 45. Prueba con fisioterapeuta.



Fuente: Elaborada por Autores

Gracias al soporte dado por la profesional en el área se logró identificar que la capacidad del paciente de extensión la mano como movimiento voluntario es de 0%, con ayuda es tiene una extensión 50% a 60%.

Figura 46. Movimiento de extensión en el paciente 0%, 50% y 60%



Fuente: Elaborada por Autores

6.4. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En esta sección se presentan los resultados correspondientes a la síntesis del sistema mecatrónico desarrollado, así como los análisis las pruebas del modelo y el prototipo descritos en los capítulos anteriores. Además, se determina si el dispositivo emula satisfactoriamente ciertos movimientos de la mano.

De igual forma, se estableció un método para implementar el prototipo a partir del acoplamiento de diversas herramientas para obtener la clarificación de objetivos, establecer funciones, especificar requerimientos, determinar características, generar alternativas y seleccionar un esquema general, con lo que se obtuvo un diseño conceptual idóneo para obtener un sistema óptimo.

Al analizar los movimientos tanto de los ejercicios que realiza la fisioterapeuta, como los que posibilita el prototipo se comprueba el buen funcionamiento del sistema mecatrónico, ya que al tratarse de un paciente con este trauma y teniendo en cuenta el tiempo que lleva en este estado, el aplicar una rehabilitación más avanzada o intensa podría llegar a lastimar aún más el paciente, debido a que cuando un

paciente lleva como en este caso más de diez años en este estado sufre una condición llamada atrofia fisiológica y esto sucede cuando hay una inactividad o el no uso de los músculos y se puede evidenciar en el desgaste de la masa muscular en el paciente y la atrofia en sus manos.

6.4.1. ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS POR EL PROTOTIPO

Para la validación de este prototipo se verificaron los ángulos de movimiento de cada articulación contra la fisiología humana. Para este propósito se utilizaron tornillos en los ejes de rotación de las piezas y se diseñaron piezas que con sus movimientos convirtieran el movimiento lineal de los motores a un movimiento angular acorde al movimiento de flexión y compresión de los dedos, para garantizar así la correcta emulación.

- **Rangos de movimiento obtenidos en las articulaciones del prototipo:**
El movimiento desarrollado se midió con respecto al grado máximo de flexión, Con la ayuda del prototipo la capacidad de flexión se extiende hasta un 70% y 85%, alcanzando casi los 180°

Figura 47. Movimientos de extensión y compresión



Fuente: Elaborada por Autores

Haciendo un análisis geométrico con las muestras tomadas se $\Theta=27^\circ$ es decir que el prototipo le brinda al paciente un 25% más de extensión a diferencia de la extensión con ayuda de la fisioterapeuta, lo que es prometedor, ya que a largo plazo con rehabilitaciones constantes se asimilara más al margen de extensión natural de la mano.

Figura 48. Análisis geométrico del Angulo de extensión de la mano



Fuente: Elaborada por Autores

- **SUJECCIÓN DE OBJETOS:**

El prototipo aquí diseñado, puede desempeñar sin problemas, la sujeción de estos objetos, sin embargo, no fue posible identificar la Fuerza con la que se sujetaron dichos objetos, esto debido a las propiedades mecánicas del material utilizado en la impresión tridimensional.

Utilizando la función de abrir y cerrar de toda la mano, descrita anterior mente en el documento, se realizaron dos pruebas de sujeción de objetos, los cuales fueron sujeción esférica y sujeción palmar:

- *Sujeción esférica:* se emplea para sujetar objetos con una circunferencia definida.

Figura 49. Prueba de sujeción de bola de esponja



Fuente: Elaborada por Autores

- *La sujeción Palmar:* se utiliza para sostener objetos con geometrías de mayor longitud, además de involucrar todos los dedos; también influye el contorno interno de la palma, lo que provee de solidez al sujetar un objeto.

Figura 50. Prueba sujeción celular



Fuente: Elaborada por Autores

Durante las pruebas, el prototipo presentó respuestas positivas en cuanto a las características y funciones acordes con la mayoría de los requerimientos funcionales, tecnológicos, formales y ergonómicos estimados en el diseño conceptual del prototipo, alcanzando así los objetivos planteados en los apartados introductorios del documento.

De esta manera, gracias a las pruebas realizadas durante el desarrollo del prototipo, se consideran los siguientes resultados:

Sobre el sistema mecánico:

- Se planteó un diseño sencillo y versátil el cual permite ajustar de manera manual y simple el prototipo a distintos tamaños de manos y dedos.
- Al tratarse de un primer modelo mecatrónico, de manera que se ha dedicado especial interés en la realización de un diseño mecánico adecuado a la cinemática y geometría de la mano, que garantice la correcta y natural forma de movimiento de los dedos de la mano en su apertura y cierre.
- El soporte de los motores permite una mayor comodidad en cuanto a la posición de la mano del paciente, ya que al tener distintos puntos de ajuste y dependiendo del tipo de lesión, es posible el reacomodo de este.

- El sistema de transmisión de movimiento presentado presenta la versatilidad al contar con servo enlaces para variar la longitud de la varilla. Por esta razón es posible atender a una mayor cantidad de pacientes, ya que solamente es necesario ajustar mejor a las dimensiones del lesionado y posteriormente realizar el ensamblaje correspondiente.
- un aporte importante, ha sido conseguir que el punto de rotación de los elementos mecánicos de cada dedo coincida con el centro de rotación de la articulación metacarpo falángico, ya que ello permite que el movimiento de cada dedo sea el más “cómodo” y “natural”.
- Ha sido necesario realizar varias etapas de diseño de piezas → fabricación → análisis → pruebas → rediseño, para conseguir los objetivos deseados.
- No obstante, los aportes antes mencionados en el diseño mecánico, se detectó que el diseño presentado tiene ciertas carencias en la portabilidad ya que los actuadores empleados hacen del diseño muy robusto, dado que los actuadores empleados se instalaron uno por dedo (5 servos) haciendo el prototipo un poco pesado para el paciente, es necesario disminuir su tamaño.

Sobre el sistema electrónico:

- Para la ejecución de los movimientos mecánicos del exoesqueleto de mano fabricado, se realizó un control básico utilizando un Arduino, y se programaron varias secuencias de movimientos relacionados con apertura y cierre de la mano, y movilidad individual de los dedos.
- Actualmente la conexión bluetooth en los dispositivos electrónicos (celulares, Tablet y computadores) es una de la más empleada y asequible por su característica de fácil comunicación. Gracias al módulo bluetooth y la interfaz del software creada en la aplicación Blynk se anexó la conexión por dicho protocolo. Esto reitera la versatilidad del sistema, ya que puede operar desde cualquier dispositivo que cuente con conexión por bluetooth.
- De la misma manera, en cuestiones de alimentación eléctrica, el sistema solo necesita 9v de entrada, ente voltaje se regula para excitar los actuadores con 6v.

- Previniendo los posibles daños que pueda sufrir algún paciente (dolor o incomodidad) al estar llevando a cabo la terapia, se habilitó una opción de paro de emergencia en el circuito impreso del controlador.

Sobre la interfaz de usuario:

- En caso de que el prototipo presente alguna anomalía en la conexión de bluetooth dificultando la comunicación entre los dispositivos, es posible resetear el sistema mediante un pulsador azul en el hardware.
- Previniendo los posibles daños que pueda sufrir algún paciente (dolor o incomodidad) al estar llevando a cabo la terapia, se habilitó una opción de paro de emergencia en el circuito impreso del controlador.

Sobre la aplicación en campo:

- Al tratarse de un prototipo diseñado para un paciente puntual, permite la prueba del prototipo en campo, generando con ello la visualización de posibles mejoras en el desempeño del primer modelo final. Como comentarios generales positivos de la fisioterapeuta, se considera a el sistema mecatrónico rehabilitador pasivo funcional en procesos terapéuticos, cumpliendo con ello el objetivo general del proyecto desde el punto de vista de una persona profesional en el campo de la salud.

Finalmente dentro de los análisis de resultado también incluimos como soporte la valoración de la fisioterapeuta que nos dio acompañamiento en las pruebas del prototipo con el paciente, la cual también por escrito (ANEXO D) certifico y valido que nuestro sistema mecatrónico si cumple con su propósito como rehabilitador pasivo y que la inducción de movimientos mediante el dispositivo si otorga la recuperación motriz en la mano del paciente.

6.5. MANUAL DE USUARIO

Una vez se terminó la construcción del prototipo, se procedió a realizar un manual de usuario de este, el cual es un anexo a este documento nombrado **Manual de Usuario OPG Pana y Martínez**. Este manual tiene como fin guiar claramente al usuario en lo que se refiere al uso del prototipo, describiendo dentro del mismo, los pasos a seguir para realizar cada una de las prácticas para las cuales fue diseñado.

Dentro del manual se describe una a una las partes que conforman el equipo y las anotaciones para tener en cuenta a la hora de manipularlo, así como también las consideraciones técnicas en caso de un fallo del equipo o información útil en caso de mantenimiento.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Como se estableció en el capítulo introductorio, en este trabajo se desarrolló un sistema mecatrónico para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit de la actividad motora en manos a causa de trauma raquímedular, el cual surgió como una necesidad a razón de secuelas por daño medular, afectación cervical en la zona C3, C5 y estallido en C4 diagnosticado al paciente; este prototipo propuesto presentó características y funciones acordes con la mayoría de los requerimientos funcionales, tecnológicos, formales y ergonómicos planteados en los apartados anteriores, cubriendo así su necesidades.

Después de probar y analizar el comportamiento de la operación del prototipo, se concluye que el sistema mecatrónico para la rehabilitación pasiva de pacientes con déficit de la actividad motora en manos desarrollado en el presente documento cumplió con el objetivo general estimado en la etapa de planeación, al generar mediante mecánica, electrónica y computación del movimiento de flexo-extensión

en los dedos de la mano humana, siendo con ello una alternativa viable como auxiliar en el desarrollo de terapias pasiva de pacientes con consecuencias similares a partir de un trauma raquimedular. Con esto no solo se busca la rehabilitación pasiva con el tiempo sino también la mayor independencia posible para el paciente, dándole autonomía en acciones básicas de su día a día, como cambiarse o descambiarse, comer, manejar dispositivos como su teléfono y computador. Brindándole esta cierta autonomía, aportamos no solo a su parte física-motriz sino también a su parte psicológica, ya que consideramos que los pacientes al alcanzar cierto grado de independencia en su diario vivir, muestran ciertos cambios de humor y de estado mental.

REFERENCIAS

- [1] P. S. S. A. Shields B. Main J.A, Septiembre 1997. [En línea]. Available: <https://www.vix.com/es/tecnologia/173097/mano-exoesqueletica-robot-permite-a-personas-cuadriplejicas-utilizar-cubiertos>.
- [2] C. H. Choi B.H., 27-29 Septiembre 1999. [En línea]. Available: <https://www.cenidet.edu.mx/subplan/biblio/seleccion/Tesis/MK%20Jose%20Hugo%20Soto%20Yuriar%202010.pdf>.
- [3] F. M. C. A. Amat J., 2001. [En línea]. Available: <https://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiol.2293031004?journalCode=radiology>.
- [4] G. P. G. B. y. R. B. Mourad Bouzit, 7 Agosto 2002. [En línea]. Available: <http://eventos.saber.ula.ve/eventos/getFile.py/access?contribId=209&sessionId=75&resId=0&materialId=paper&confId=47>.
- [5] Y. I. T. K. M. T. Katoma T., 4 Septiembre - Octubre 2002. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/3414862_The_Rutgers_Master_II-New_Design_force-feedback_glove.

- [6] Robot Shadow Company, 2002. [En línea]. Available: <http://myexs.ru/wp-content/uploads/2011/09/Multi-fingered-exoskeleton-haptic-device-using-passive-force-feedback-for-dexterous-teleoperation.pdf>.
- [7] H. Y. ., D. S. ., M. T. Toshiro Noritsugu, 2004. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622010000100008.
- [8] T. N. ., G. C. Robert Riener, 2005. [En línea]. Available: http://www.ti.rutgers.edu/publications/papers/2002_hap_sym_bouzit.pdf.
- [9] K. K. H. G. Wege A., 29 - 01 Julio - Agosto 2005. [En línea]. Available: <https://studylib.es/doc/5651144/dise%C3%B1o-de-una-mano-de-cuatro-dedos-accionada-por-m%C3%BAsculos>.
- [10] H. I. Krebs, B. T. Volpe, D. Williams, J. celestino, S. K. Charles, D. Lynch y N. Hogan, 2007. [En línea]. Available: <https://robotics.sciencemag.org/content/1/1/eaag3296.full?intcmp=trendmd-rob>.
- [11] H. Kawasaki, S. Ito, Y. Shigure, Y. Nishimoto, T. Aoki, T. Mouri y H. Sakaeda, Junio 2007. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5945970/>.
- [12] A. F. R. Olaya, Octubre 2008. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/282696527_A_Mechatronic_System_for_Robot-Mediated_Hand_Telerehabilitation.
- [13] L. D.-Y. V. L. R. R. M. a. S. C. C. Craig D. Takahashi, 2008. [En línea]. Available: <https://www.degruyter.com/view/journals/bmte/60/3/article-p199.xml>.
- [14] M. K. I. M. ., A. A. ., A. S.-B. m. Tonio Ball, 2009. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/333894992_A_retrospective_study_of_canine_cervical_disk_herniation_and_the_beneficial_effects_of_rehabilitation_therapy_after_ventral_slot_decompression.
- [15] C. A. Q. Burgos, Enero 2010. [En línea].
- [16] S. B. G. ., J. H. y. S. L. Christopher N Schabowsky, 28 Julio 2010. [En línea].
- [17] M. G. C. K. ., R. V. Thorsten O. Zander, 2010. [En línea].
- [18] Y. J. M. L. T. ., M. E. P. S. ., R. V. K. ., D. G. K. Lauri L Connelly, 2010. [En línea].
- [19] T. N. M. T. Yoko Kadowaki, 20 Abril 2011. [En línea].
- [20] S. R. Soekadar, M. Witkowski, J. Mellinger, A. Ramos y N. Birbaumer, Octubre 2011. [En línea].
- [21] D. B. B. J. ., N. Y. M. ., J. D. S. ., y. o. Leigh R. Hochberg, 2012. [En línea].

- [22] J. I. J. W. ,. H. v. H. Marie Kalvik Nilsson, 17 -19 Diciembre 2012. [En línea].
- [23] I. J. f. A. lozano, Diciembre 2012. [En línea].
- [24] N. T. J. A. L. M. A. Esteban peña, 2012. [En línea].
- [25] M. C. B. M. ,. L. M. ,. M. F. ,. P. D. Cecilia Laschi, 2012. [En línea].
- [26] N. V. F. G. ,. S. R. ,. F. V. ,. M. C. C. m. 2012. [En línea].
- [27] F. L. H. R. D. H. ,. M. B. P. Ignacio Galiana, 2012. [En línea].
- [28] J. Gibbard., 2013. [En línea].
- [29] R. Deimel y O. Brock, 2013. [En línea].
- [30] S. A. F. P. W. G. ,. C. H. M. L. ,. E. A. C. Michael A. Delph, 31 Octubre 2013. [En línea].
- [31] V. Squeri, L. Masia, P. Giannoni, G. Sandini y P. A. p. t. Morasso, Noviembre 2014. [En línea].
- [32] C. L. Jones, F. Wang, R. Morrison, N. Sarkar y D. G. Kamper, Febrero 2014. [En línea].
- [33] M. Cortese, M. Cempini, P. R. d. A. Ribeiro y S. R. Soekadar, Septiembre 19 2014. [En línea].
- [34] N. B. M. W. S. ,. L. G. C. Surjo R. Soekadar, 2015. [En línea].
- [35] P. Polygerinos, K. C. Galloway, E. Savage, M. Herman y K. O. '. y. otros., 26 - 30 Mayo 2015. [En línea].
- [36] D. I. F. M. ,. M. M. M. A. S. C. J. J. Ing. Marco Singaña, 2015. [En línea].
- [37] P. Polygerinos, K. C. Galloway, S. Sanan, M. Herman y C. J. Walsh, 2015. [En línea].
- [38] M. C. ,. N. V. Marco Cempini, 2015. [En línea].
- [39] P. P. Z. W. K. C. G. R. J. W. C. J. Walsh, Noviembre 2015. [En línea].
- [40] M. W. C. G. E. O. J. M. M. C. M. C. M. C. L. C. N. B. N. V. SR Soekadar, 06 Diciembre 2016. [En línea].
- [41] J. Y. H. X. J. Shi, Mayo 2016. [En línea].
- [42] A. S. N. V. A. M. A. B. D. A. F. D. M. N. G. S. Chad E. Bouton, 2016. [En línea].
- [43] M. X. C. K. d. W. A. Masia, 13 Octubre 2016. [En línea].
- [44] M. M. Mariella Pazzaglia, 2016. [En línea].
- [45] P. A. J. F. ,. K. E. M. ,. A. D. D. Youngmok Yun, 2016. [En línea].

- [46] J. H. L. F. N. C.-H. Y. Hong Kai Yap, 09 Octubre 2017. [En línea].
- [47] S.-S. Yun, B. B. Kang y K.-J. Cho, 06 Marzo 2017. [En línea].
- [48] D. Gutiérrez Vivas, Junio 2017. [En línea].
- [49] Y. Yun, S. Dancausse, P. Esmatloo, A. Serrato y C. A. Merring, 24 Julio 2017. [En línea].
- [50] D.-S. C. L. M. M. D. B. David Serrano del Cerro, 2018. [En línea].
- [51] Neofact, Enero 2018. [En línea].
- [52] C. G. Rose y M. K. O'Malley, Enero 2019. [En línea].
- [53] J. O. Vega. [En línea]. Available:
<http://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1466§ionid=101743084> .
- [54] J. L. F. A. C. A. M. Germán Augusto, 02 Jun 2018. [En línea]. Available:
<https://vdocuments.es/lesionesdelamanopdf.html>.
- [55] A. D. d. M. Sulca Tacilla, 06 Julio 2019. [En línea]. Available:
http://repositorio.uigv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.11818/4931/TRSUFICIENCIA_SULCA%20TACILLA.pdf?sequence=1&isAllowed=y .
- [56] D. A. T. V. S. DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA CALDERÓN, 28 Julio 2011. [En línea].
 Available:
<https://www.repositoriodigital.ipn.mx/bitstream/123456789/8137/1/TESIS%20PRMA.pdf> .
- [57] [En línea]. Available: <https://sites.google.com/site/ingenieriabiomedica123/disciplinas-que-estructuran-y-componen-la-bioingenieria/disciplinas-componentes/biomecatronica>.
- [58] D. A. T. V. S. DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA CALDERÓN, 28 julio 2011. [En línea].
- [59] V. S. F. Aguayo F, Metodología del Diseño Industrial: un enfoque desde la Ingeniería Concurrente, Madrid, España.: Ra-Ma, 2003.
- [60] S. K. D. L. S. M. Strasinger, analisis de orina y de los liquidos corporales, panamericana, 2008.
- [61] F. E.-C. / J. E. Schmalbach, *facultad de medicina*, Bogotá.
- [62] contaval, «contaval,» 18 02 2016. [En línea]. Available: <http://www.contaval.es/que-es-la-vision-artificial-y-para-que-sirve/>. [Último acceso: 10 09 2018].
- [63] M. M. Julian Pérez porto, «Definición.De,» Julian Pérez porto, María Merino, 2014. [En línea]. Available: <https://definicion.de/rgb/>. [Último acceso: 02 08 2018].

- [64] c. moler, «MATLAB,» Fabricantes de Matlab, 1984. [En línea]. Available: la.mathworks.com. [Último acceso: 4 octubre 2018].
- [65] E. I. d. V. Carlos Eduardo D´Negri, «investigaciones medicas logica difusa,» buenos aires.
- [66] E. G. J. H. Castillo, Systems and probabilistic Network Models, Springer Verlag, New York: Castellana, 1998.
- [67] M. A. G. German Campuzano Maya, «Uroanálisis: Mas que un examen de rutina,» editora medica colombiana, Antioquia, 2006.
- [68] M. I. R. e. e. D. M. y. V. David Saceda Corralo, «Webconsultas,» 2017 julio 2017. [En línea]. Available: <https://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/sedimento-urinario>. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [69] F. Rodriguez, «Blog de Laboratorio Clínico y Biomédico,» 2 agosto 2017. [En línea]. Available: <https://www.franrzm.com/analisis-fisico-quimico-de-la-orina/>. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [70] M. Yamini Durani, «Wake Forest,» febrero 2012. [En línea]. Available: <https://www.brennerchildrens.org/KidsHealth/Parents/Cerebral-Palsy-Center/En-espanol/Analisis-de-la-orina-tiras-reactivas.htm>. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [71] Vistronica, «Vistronica,» [En línea]. Available: <https://www.vistronica.com/domotica/camara-usb-hd-720p-detail.html>. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [72] Arkray, «Arkray,» [En línea]. Available: http://www.arkraylatam.com/spanish/products/laboratory/test_strips/aution_sticks_10ea.html. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [73] Maker, «Maker,» [En línea]. Available: https://somosmaker.com/producto/pla_blanco/. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [74] «Tiras de Iluminación,» 22 febrero 2013. [En línea]. Available: <https://tiraslediluminacion.com.mx/blog/noticias/que-son-las-tiras-led-y-como-funcionan/>. [Último acceso: 30 mayo 2019].
- [75] M. G. P. A. C. C. G. E. N. F. P., «Diagnóstico Clínico de la Hematuria Vesical Enzoótica Bovina por Urianálisis». Perú 11 marzo 2017.
- [76] F. P. V. M. G. C. R. J. F. Sofía Di Chiazza, «Análisis de orina: estandarización y control de calidad». 21 febrero 2014.
- [77] G. F. F. C.-B. A. P. A. R. M. GOMILA MUNOZ ISABEL, «DISPOSITIVO PORTATIL DE ANALISIS DEL PH DE LA ORINA». 8 marzo 2010.

- [78] J. P. A. ROBERT FRANCIS EISELE, « DISPOSITIVO PARA SUJETAR UNA TIRA REACTIVA PARA ANÁLISIS DE LÍQUIDOS». 23 mayo 2018.
- [79] H. I. G. Said David Pertuz Arroyo, «Sistema de adquisición automática de imágenes para microscopio óptico». 30 octubre 2007.
- [80] K. D. Desai, «sistema automatizado para el análisis de orina: un método simple, rentable y confiable para distinguir entre fuentes glomerulares y no glomerulares de hematuria». 25 Diciembre 2001.
- [81] C. d. I. U. G. Mason, «Desarrollan un test para diagnosticar tuberculosis a partir de la orina». 19 Diciembre 2017.
- [82] Nefrotest, «Desarrollo de una aplicación capaz de realizar la lectura de las tiras reactivas». Colombia 2018.
- [83] M. Augstein y S. y. S. R. Riebel, «Dispositivo de diagnóstico rápido con bloqueo mediante tiras reactivas». 13 Octubre 2010.
- [84] G. YOUNG, M. O'CONNELL, I. MCARTHUR, A. MCNEILAGE y N. y. A.-I. M. PHIPPEN, «Tintas reactivas enzimáticas para su uso en tiras reactivas que tiene un código de calibración predeterminado». 29 Junio 2015.
- [85] D. M. Koon-Wah Leong, «Sistema de recipiente para tiras reactivas.». 3 Junio 2002.
- [86] J. y. W. R. E. LOVELL, «Método para dispensar tiras reactivas para diagnóstico». 27 Junio 2014.
- [87] J. y. W. R. E. LOVELL, «Método para dispensar tiras reactivas para diagnóstico». 27 Junio 2014.
- [88] D. M. Koon-Wah Leong, «Sistema de recipiente para tiras reactivas.». 3 Junio 2002.
- [89] H. LEE y M. A. y. H. H. Y. DINEVA, «Interacciones de unión mejorada en ensayos con tiras reactivas.». 20 Enero 2012.
- [90] K. CLAUSEN, «configuración de un dispositivo de tira reactiva seca y procedimiento para determinar un analítico en una muestra utilizando dicho dispositivo de tira reactiva seca». 2012 Junio 2012.
- [91] V. y. R. S. S. QUIRELL JOSE, «Procedimiento y sistema de medición de una tira reactiva». 19 Abril 2013.
- [92] A. P. Phelan, «Disposición óptica para dispositivo de lectura de análisis». 13 Julio 2009.
- [93] J. MONDRO, «Tira reactiva de diagnóstico que tiene características de transporte de fluido». 14 Junio 2017.

- [94] J. CREMINS, «Método y composición para teñir y procesar una muestra de orina». 12 Marzo 2018.
- [95] D. Hessels, G. Verhaegh y J. A. y. W. A. J. Schalken, «Razones de arnm en sedimentos urinarios y/o orina como pronostico y/o marcador para el tratamiento y el diagnóstico de cáncer de prostata». 4 Junio 2010.
- [96] A. BERGMANN, «Método para diagnosticar o monitorizar la función renal o diagnosticar la disfunción renal». 4 Julio 2018.
- [97] M. Peña Cabrera, I. López Juárez, H. Gómez N., R. Osorio C. y O. Sergiyenko. Mexico 2009.
- [98] M. Peña Cabrera, I. López Juárez, H. Gómez N., R. Osorio C. y O. Sergiyenko, «Automatización del proceso de ensamble utilizando visión artificial». Mexico 2009.
- [99] W. E. H. R. H. G. E. R. David Hough, «Aparato espectrofotométrico con detección de tiras reactivas.». 1999.
- [100] I. Willis E. Howard, «Sistema de reconocimiento óptico de códigos sobre una tira de pruebas de diagnóstico.». 16 Noviembre 2006.
- [101] Y. R. K. R. W. L. P. E. L. J. P. S. Vernon L. Chupp, «Procedimiento y aparato para la realizacion de analisis automatizados.». 1 junio 2006.
- [102] N. A. S. T. F. R. K. R. P. D. W. Raghbir Singh Bhullar, «Tira reactiva con cámara de recepción de muestra ensanchada». 9 Diciembre 2018.
- [103] J. A. S. G. V. A. J. W. Daphne Hessels, «Razones de arnm en sedimentos urinarios y/o orina como pronostico y/o marcador para el tratamiento y el diagnóstico de cáncer de próstata.». 4 Junio 2010.
- [104] «INNOVAR TECNOLOGÍA BIOMÉDICA S.A.S.,» 2012. [En línea]. Available: <https://www.innovar.com.co/shop/category/laboratorio-centrifugas-34>. [Último acceso: 25 05 2019].
- [105] E. Universal, «El Botiquín.mx,» 6 Noviembre 2017. [En línea]. Available: <https://www.elbotiquin.mx/medicina-general/el-color-de-tu-pipi-te-dira-si-debes-ir-al-medico>. [Último acceso: 25 Mayo 2019].
- [106] M. E. Cancino, «Visita y Salud,» [En línea]. Available: <http://tusanascondios.blogspot.com/2015/10/que-significado-tiene-el-color-de-mi.html>. [Último acceso: 25 Mayo 2019].
- [107] «Probak BC,» [En línea]. Available: <https://www.probakbc.com/producto/frasco-esteril-para-colectar-muestra-de-orina/>. [Último acceso: 25 Mayo 2019].
- [108] 2009. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/333894992_A_retrospective_study_of_canine_

cervical_disk_herniation_and_the_beneficial_effects_of_rehabilitation_therapy_after_ventral_slot_decompression.

[109] J. O. Vega. [En línea]. Available:

<http://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1466§ionid=101743084> .

[110] [En línea]. Available: <https://sites.google.com/site/ingenieriabiomedica123/disciplinas-que-estructuran-y-componen-la-bioingenieria/disciplinas-componentes/biomecatronica>.

ANEXOS

- ANEXO A: CODIGO

```
#define BLYNK_PRINT Serial // Con esto se habilita la comunicación Serial  
entre el Bluetooth y Blynk
```

```
#incluye <BlynkSimpleSerialBLE.h> // Librería para el uso del módulo Bluetooth  
con Blynk
```

```
#include <SoftwareSerial.h> // Librería para habilitar comunicación serial por  
software
```

```
Char auth [] = "0DhP6lz_aBxNJm9Tn9Lj4WjKGBMR1W4U"; // Auth Token del  
Proyecto de Blynk
```

```
SoftwareSerial SerialBLE (10, 11); // RX, TX
```

```
//Definición de librerías y objetos para Shield PCA9685
```

```
#include <SPI.h>
```

```

#include <Wire.h>
#include <Adafruit_PWMServoDriver.h>

Adafruit_PWMServoDriver servos = Adafruit_PWMServoDriver (0x40);

//Variables para definir la posición mínima y máxima de los servos
Unsigned int pos_min=172; // ancho de pulso en cuentas para posición 0°
Unsigned int pos_max=565; // ancho de pulso en cuentas para la posición 180°
//nCuentas=Pulso_ms*(frecuencia_Hz/1000)*4096 fórmula para calcular ancho
del pulso

//Otras variables
Int sec = 0;
Int ctd = 0;
Int vel = 0;
Int ciclos = 0;

Void setup () {

// Consola de Depuración
Serial.begin (9600);

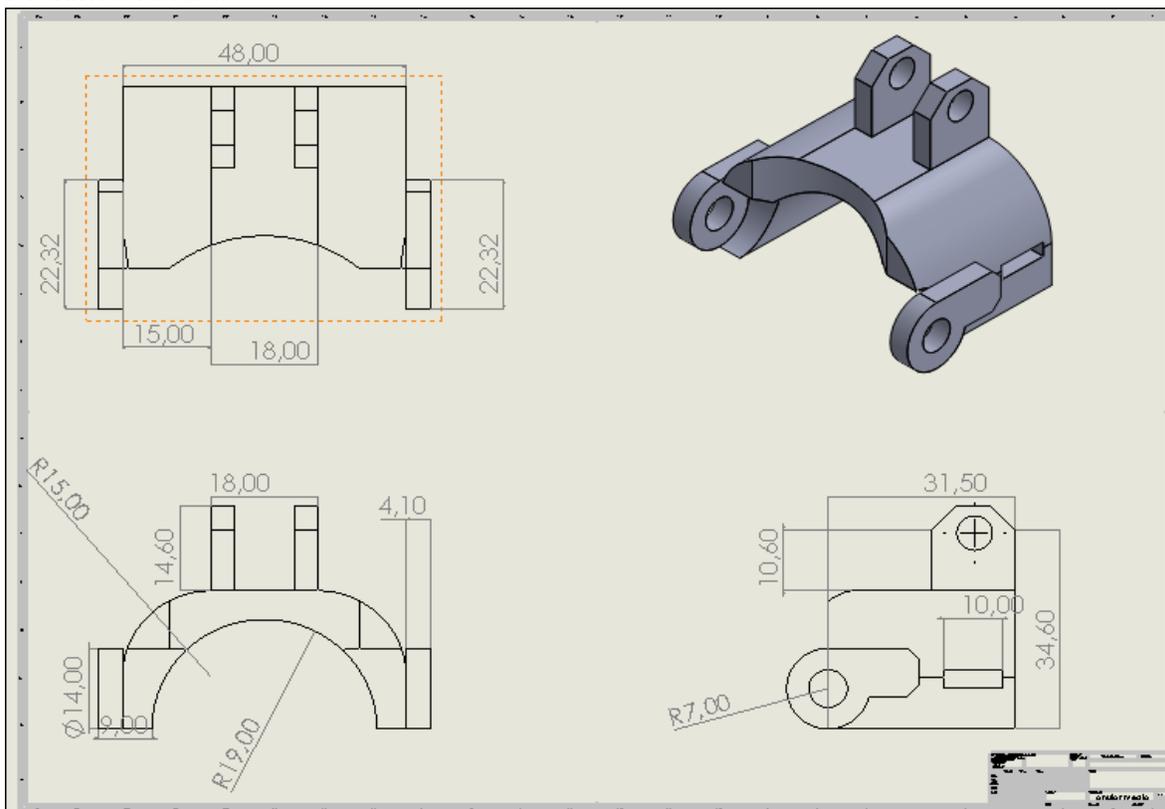
SerialBLE.begin (9600);
Blynk.begin (SerialBLE, auth);

Serial.println ("Waiting for connections...");
servos.begin ();

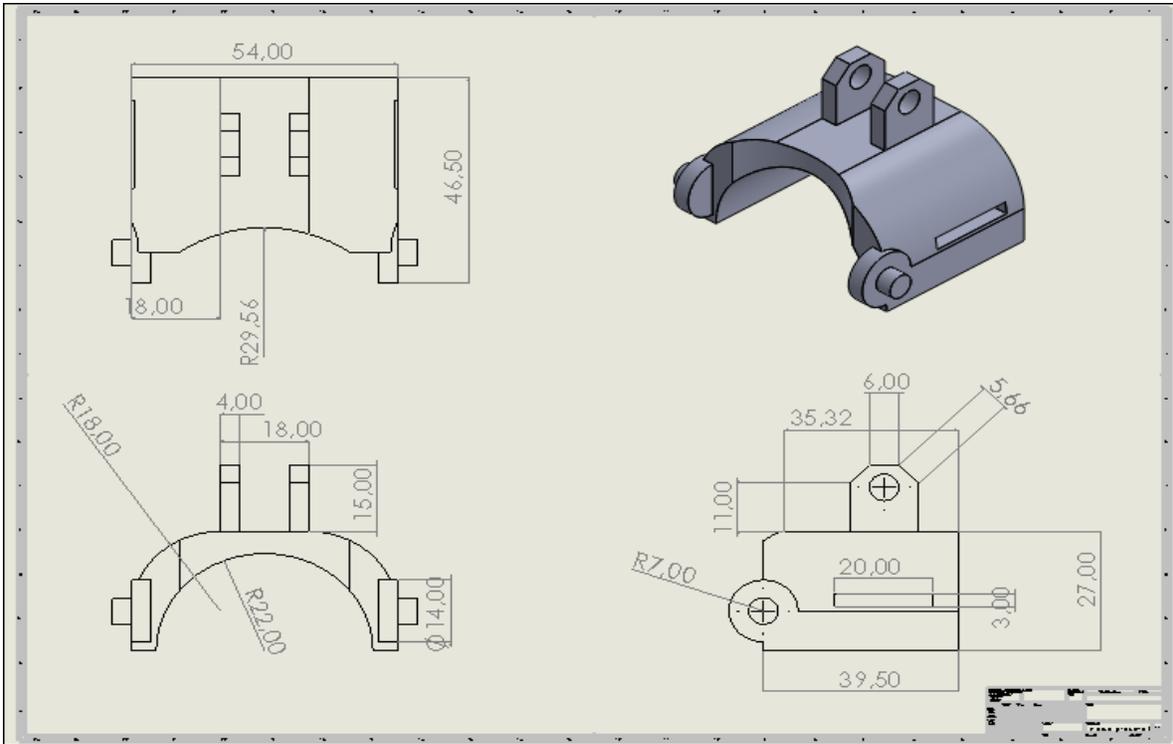
```

- ANEXO B: PLANTILLAS PIEZAS DEDOS PROXIMAL

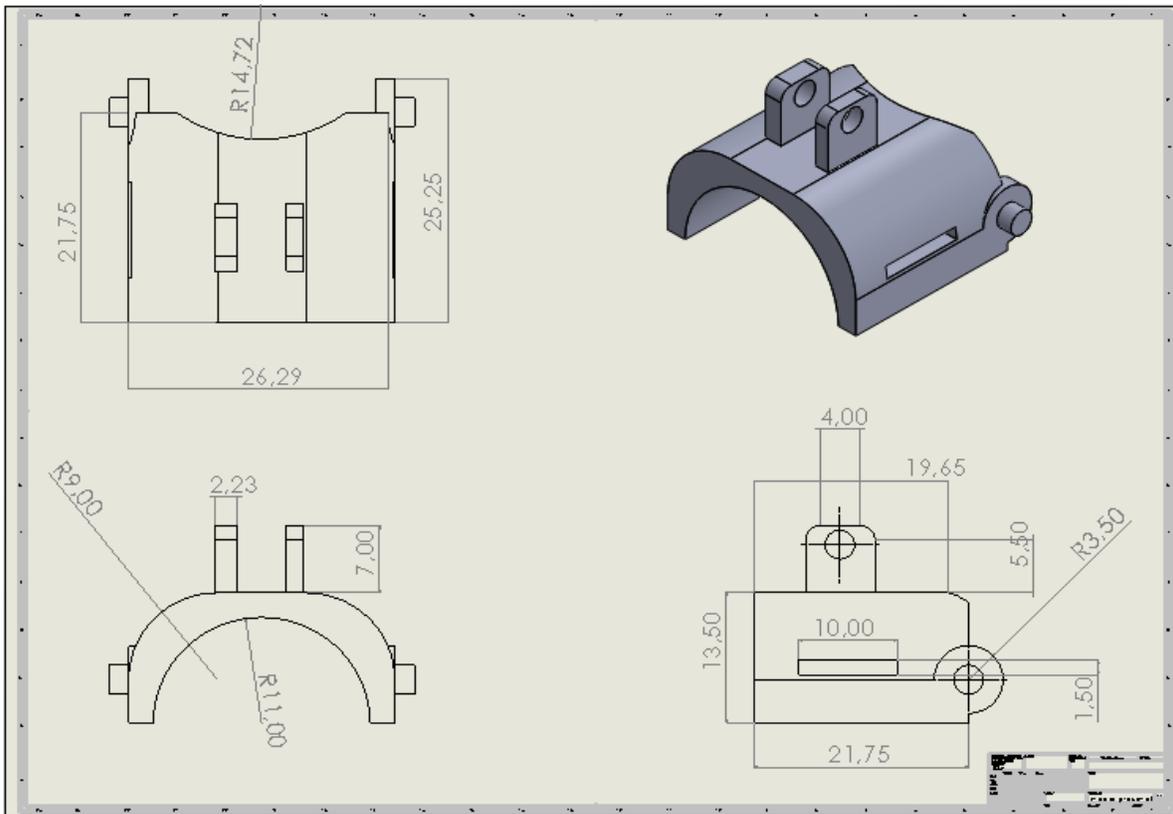
Proximal Anular



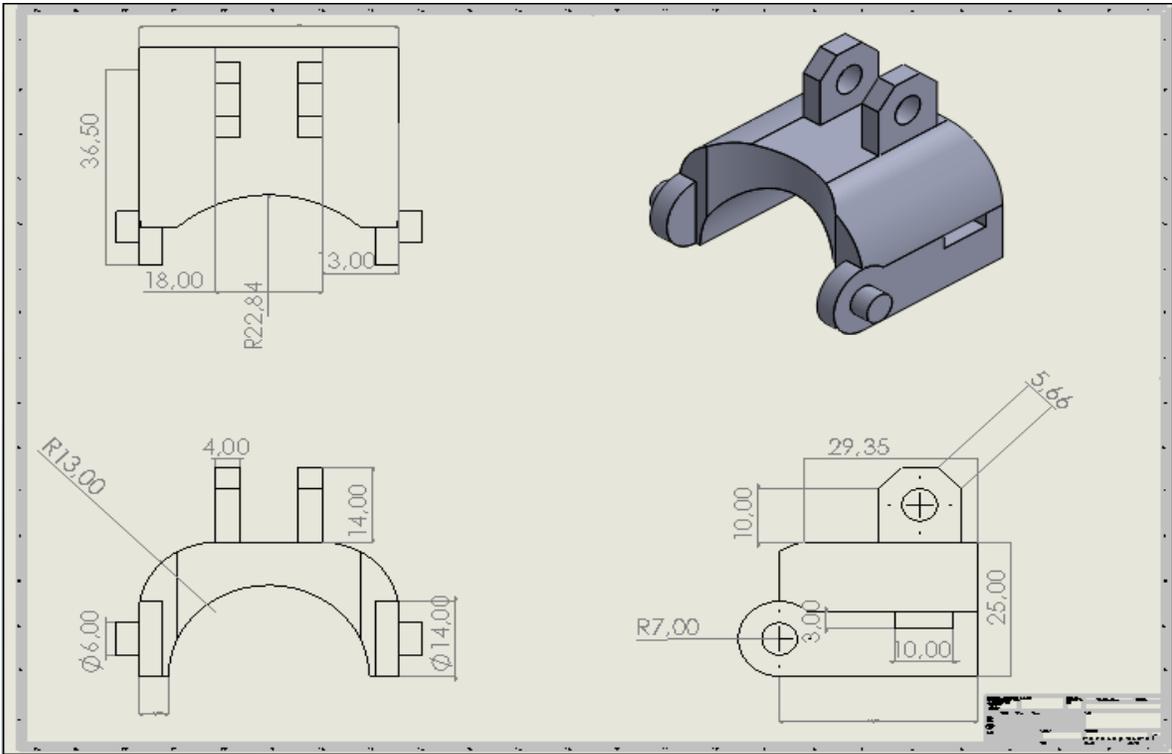
Proximal índice



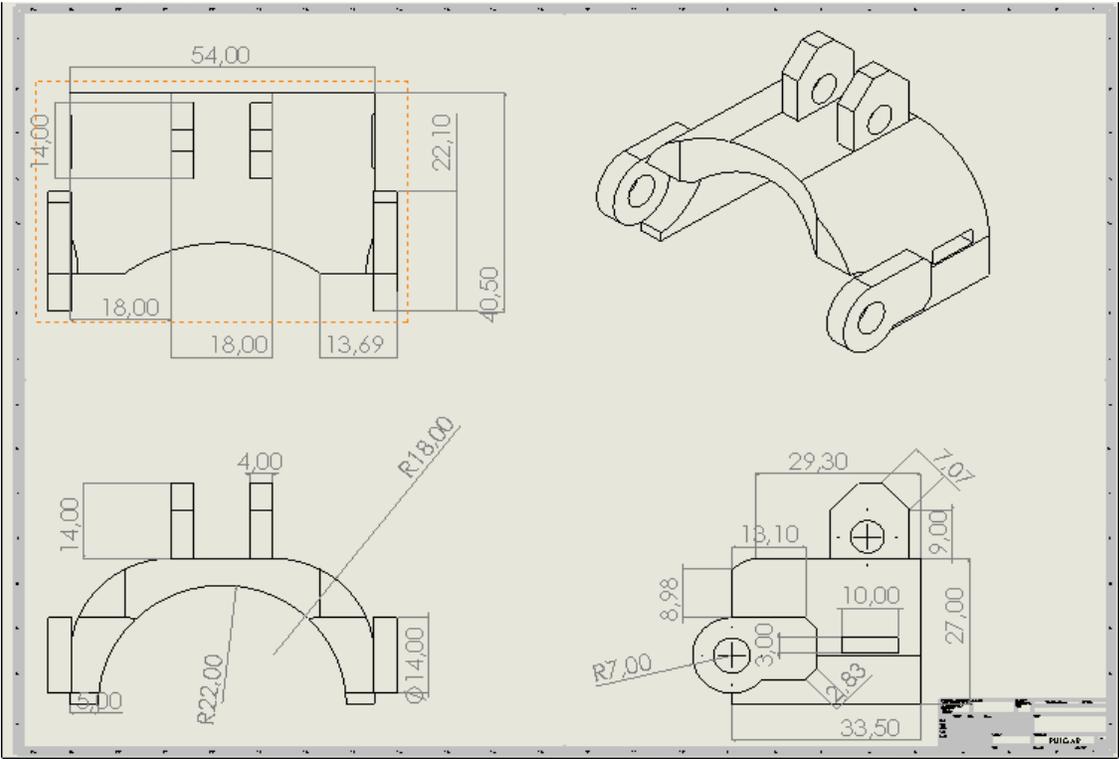
Proximal Medio



Proximal meñique

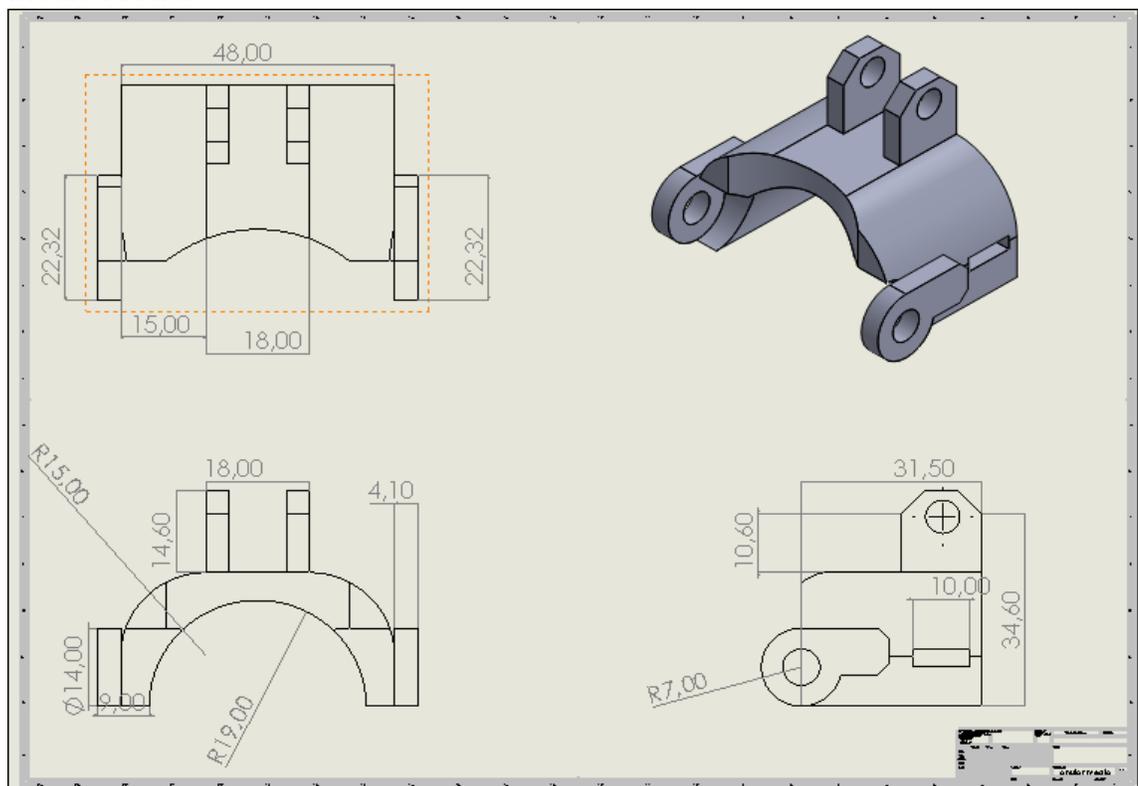


Proximal pulgar

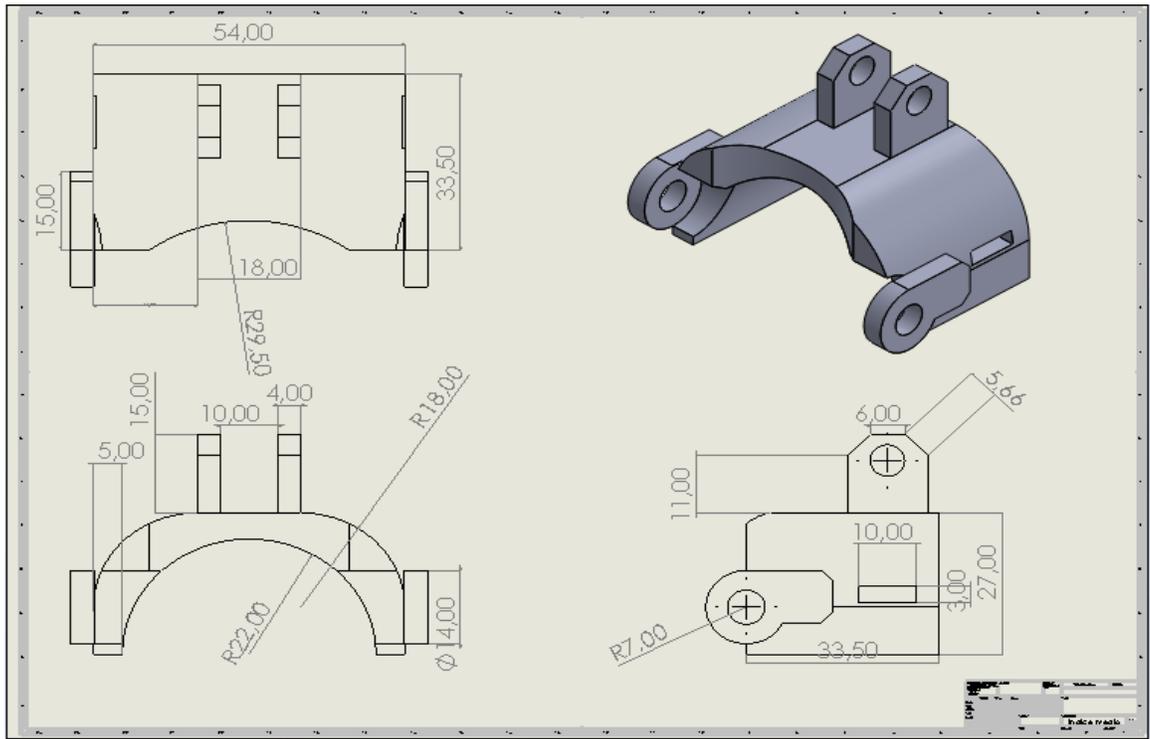


- ANEXO C: PLANTILLAS PIEZAS DEDOS PROXIMAL

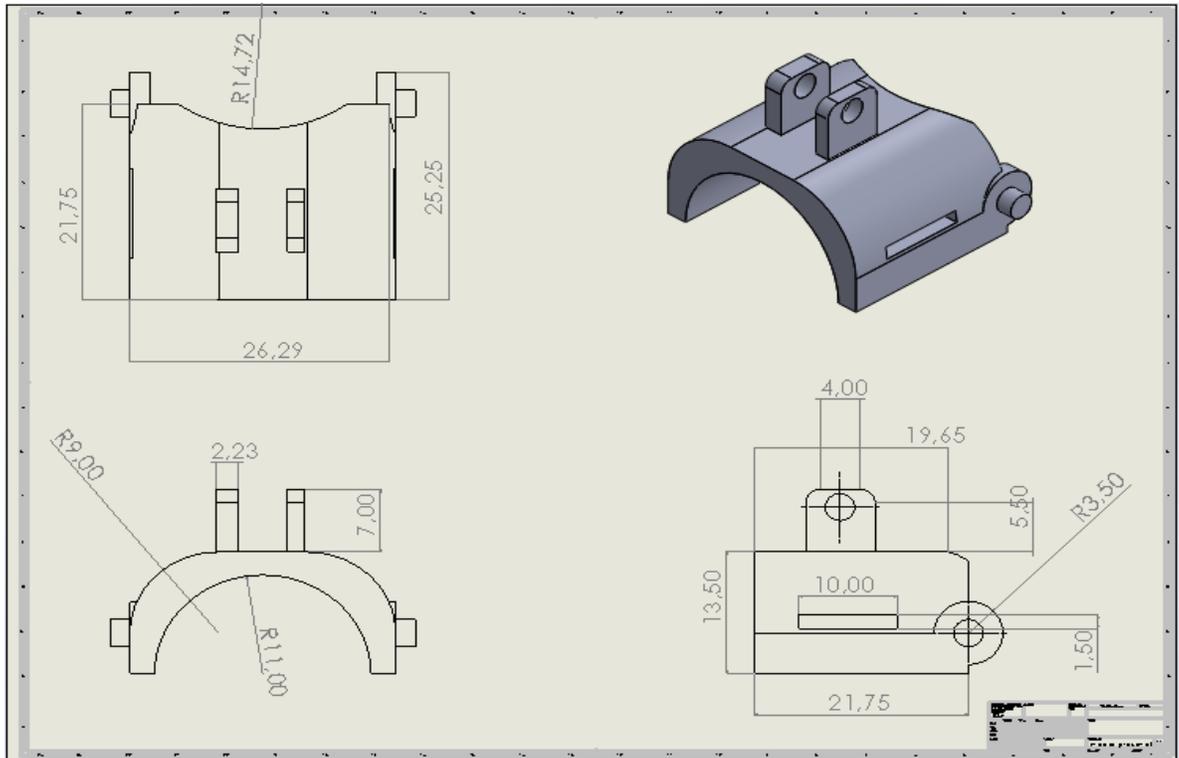
Medio Anular



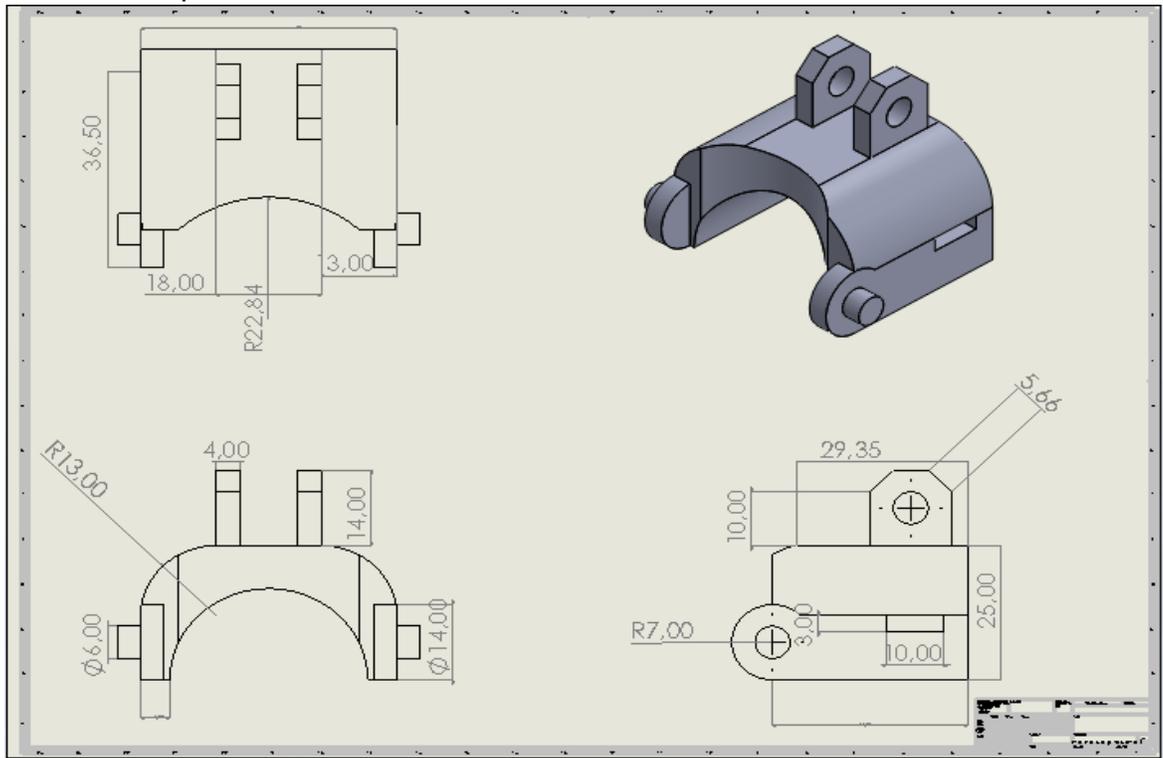
Medio Índice



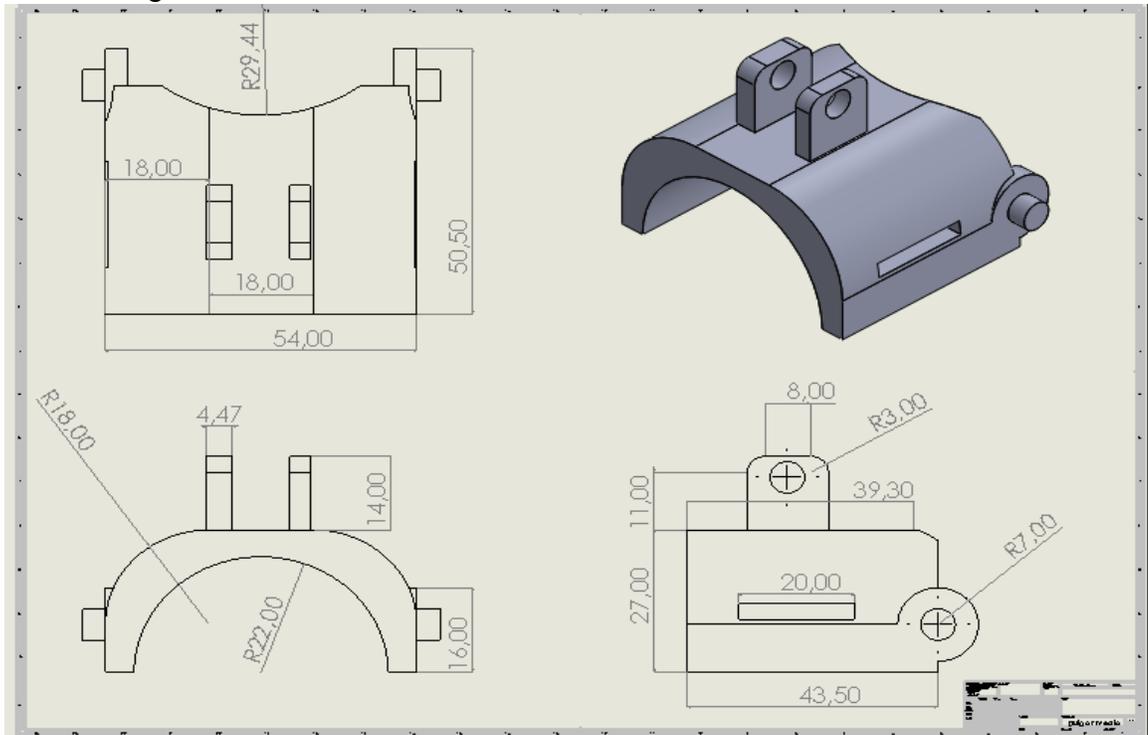
Medio Medio



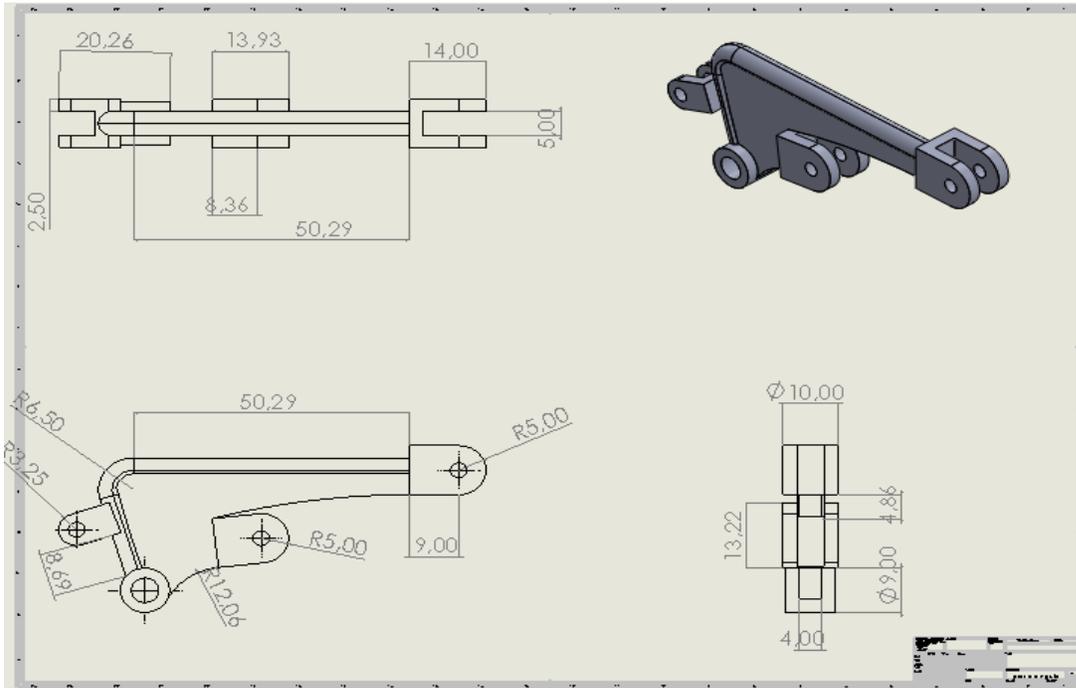
Medio Meñique



Medio Pulgar

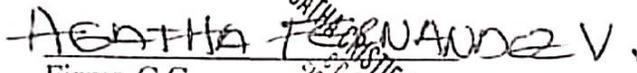


- ANEXO C: PLANTILLAS PIEZAS CONDUCTORA



- ANEXO D: CERTIFICACIÓN DE FISIOTERAPEUTA (FIRMA Y SELLO)

Yo Agatha Cristie Fernández Velásquez, fisioterapeuta especializada en rehabilitación ortopédica. Certifico que este rehabilitador pasivo de mano es útil para el proceso de rehabilitación, ya que trabaja como un esqueleto externo que recubre, protege y brinda de una manera pasiva los movimientos de flexión y extensión del segmento distal del miembro superior de una forma global como es la pinza digitopalmar, las pinzas digitales más finas y precisas, permiten agarrar objetos grandes y pequeños, debido a su sistema eléctrico que reemplaza al sistema nervioso central induciendo en una forma indirecta los músculos agonistas y antagonista de dichos movimientos.
Este rehabilitador facilita la recuperación en pérdida total y segmentada del segmento distal "mono".


 Firma C.C.

