



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS
APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERÍA MECATRÓNICA

TEMA:

“EXOESQUELETO PEDIÁTRICO PARA REHABILITACIÓN DE
LA EXTREMIDAD SUPERIOR DERECHA”

Línea de investigación: Diseño-Investigación-Innovación-biomecatrónica

Autor: Henry David Vera Ramírez

Director: PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

Ibarra-Ecuador
2023

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

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

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

| DATOS DE CONTACTO | | | |
|-----------------------------|--|------------------------|------------|
| CEDULA DE IDENTIDAD: | 1752193555 | | |
| APELLIDOS Y NOMBRES: | Henry David Vera Ramírez | | |
| DIRECCIÓN: | Cayambe | | |
| EMAIL: | hdverar@utn.edu.ec | | |
| TELÉFONO FIJO: | | TELÉFONO MÓVIL: | 0991587765 |

| DATOS DE LA OBRA | |
|----------------------------------|---|
| TÍTULO: | “Exoesqueleto pediátrico para rehabilitación de la extremidad superior derecha” |
| AUTOR: | Henry David Vera Ramírez |
| FECHA: | 05/07/2023 |
| SOLO PARA TRABAJOS DE TITULACIÓN | |
| PROGRAMA: | Pregrado |
| TÍTULO POR EL QUE OPTA: | Ingeniero en Mecatrónica |
| DIRECTOR: | PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio |

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

CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos intelectual, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de estay saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros

Ibarra, a los 21 días del mes de Julio del 2023

EL AUTOR:



Henry David Vera Ramírez

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo previo a la obtención del título de ingeniero en Mecatrónica con el tema “EXOESQUELETO PEDIÁTRICO PARA REHABILITACIÓN DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR DERECHA”, fue desarrollado por el Sr. Henry David Vera Ramírez, bajo mi dirección.



PhD. Brizeida Gámez
C.C.: 1758387383

AGRADECIMIENTO

Primero agradezco a Dios por bendecirme en cada paso que he dado a lo largo de mi vida y el darme una familia que me ha prestado apoyo incondicional siempre que lo he necesitado.

A mis padres y a mi hermano, que han sido mi motor para seguir adelante, un apoyo incondicional en mi vida.

A la universidad que me ha brindado experiencias de vida y académicas, por darme la formación necesaria para poder alcanzar mis objetivos por medio de mi profesión.

DEDICATORIA

A mis padres, Efren Vera y Rosana Ramírez, a los que amo con todo mi ser, gracias por siempre amarme incondicionalmente. A ellos por formarme siempre, por inculcarme valores que me han servido a desarrollarme como buena persona, por ser un apoyo absoluto siempre que lo he necesitado, por ser un ejemplo para seguir, un ejemplo que llevo siempre en mi corazón que me ha enseñado a nunca rendirme, a poner todo y luchar para conseguir lo que quiero, gracias, padres queridos por todo lo que han hecho por mí y espero con muchas ansias poder recompensarlos, todo esto se los dedico a ustedes.

A mi hermano que ha estado ahí apoyándome y dándome ánimos en momentos de tristezas y alegrías.

A mi familia que han sido un apoyo y una inspiración para poder alcanzar mis metas continuamente

Henry David Vera Ramírez

RESUMEN

Se presenta el diseño y construcción de un exoesqueleto orientado a la rehabilitación de la extremidad superior derecha, de un paciente con hemiparesia, que le permitirá un movimiento activo continuo. Para el desarrollo del diseño se plantean dos posibles soluciones, tomando en cuenta las diferentes especificaciones que sirvieron para seleccionar la mejor alternativa. Posteriormente, se procede a realizar un análisis numérico, empleando SolidWorks 2021, con el propósito de obtener los desplazamientos que realizará el dispositivo en su operación normal; así como los esfuerzos a los cuales estará sujeto el dispositivo, a partir del sistema de cargas impuestas. Así mismo, se determinan los factores de seguridad de cada uno de los elementos estructurales del dispositivo. Adicionalmente, se realizaron los cálculos necesarios para la selección de los elementos electrónicos necesarios, acoplándose a la solución obtenida anteriormente y tomando en cuenta la disponibilidad en el mercado. La construcción del dispositivo se realizó empleando técnicas de impresión 3D, utilizando material PLA. Un microcontrolador Arduino es el encargado de controlar los servomotores MG996R que, por medio de pulsadores, otorgarán el movimiento al mecanismo; además de diversos elementos electrónicos necesarios para el funcionamiento adecuado en conjunto. Finalmente, se obtuvo un dispositivo ergonómico, basado en las medidas antropométricas del paciente, el cual pesa 850g, que permite realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano y de la articulación de codo.

Palabras clave: Exoesqueleto, Hemiparesia, Flexión y Extensión, Microcontrolador.

ABSTRACT

The design and construction of an exoskeleton oriented to the rehabilitation of the right upper extremity is presented, of a patient with hemiparesis, that will allow continuous active movement. Two possible solutions are proposed for the development of the design, considering the different specifications that served to select the best alternative. Subsequently, a numerical analysis is performed, using SolidWorks 2021, to obtain the displacements that the device will make in its normal operation, as well as the stresses to which the device will be subjected, based on the system of imposed loads. The safety factors of each of the structural elements of the device are also determined. In addition, the necessary calculations were made for the selection of the necessary electronic elements, coupled to the solution obtained previously and considering the availability in the market. The device was manufactured using 3D printing techniques, using PLA material. An Arduino microcontroller oversees controlling the MG996R servomotors that, by means of pushbuttons, will give movement to the mechanism, in addition to various electronic elements necessary for proper operation. Finally, an ergonomic device was obtained, based on the patient's anthropometric measurements, weighing 850g, which allows flexion and extension movements of the fingers and elbow joint.

Keywords: Exoskeleton, Hemiparesis, Flexion and Extension, Microcontroller.

CONTENIDO

| | |
|--|------|
| IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA | ii |
| 1 CONSTANCIAS..... | iii |
| AGRADECIMIENTO..... | v |
| DEDICATORIA | vi |
| RESUMEN..... | vii |
| ABSTRACT..... | viii |
| CONTENIDO | ix |
| ÍNDICE DE FIGURAS..... | xii |
| ÍNDICE DE TABLAS | xv |
| CAPÍTULO I..... | 1 |
| 1.1 Planteamiento del problema | 1 |
| 1.2 Objetivos | 2 |
| 1.2.1 Objetivo General | 2 |
| 1.2.2 Objetivos Específicos..... | 3 |
| 1.3 Justificación..... | 3 |
| 1.4 Alcance..... | 4 |
| 2 CAPÍTULO II | 5 |
| 2.1 Antecedentes | 5 |
| 2.1.1 Expro: Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior..... | 5 |
| 2.1.2 Sistema de exoesqueleto portátil para rehabilitación de extremidades superiores: EXO-UL8..... | 6 |
| 2.1.3 Exoesqueleto de brazo para la rehabilitación después de un accidente cerebrovascular mediante la predicción del algoritmo de aprendizaje..... | 6 |
| 2.1.4 Exoesqueleto con base en cuatro casos de estudio de rehabilitación de miembro superior | 7 |
| 2.1.5 Diseño mecánico y modelado de fricción de un exoesqueleto de miembro superior | 8 |
| 2.1.6 Modelado y control de exoesqueleto para rehabilitación de muñeca y antebrazo | 9 |
| 2.1.7 Exoesqueleto robótico para la rehabilitación del miembro superior del paciente hemipléjico..... | 9 |
| 2.1.8 Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. 10 | |
| 2.2 Fundamentos teóricos..... | 11 |
| 2.2.1 Parálisis cerebral | 11 |
| 2.3 Características clínicas | 12 |
| 2.4 Clasificación de la parálisis cerebral según la extensión de daño cerebral. | 12 |
| 2.5 Parálisis cerebral de tipo hemiparesia. | 13 |
| 2.6 Aspectos anatómicos del codo | 13 |

| | | |
|-------|--|----|
| 2.6.1 | Ligamentos | 14 |
| 2.6.2 | Músculos | 15 |
| 2.7 | Aspectos anatómicos de la mano | 15 |
| 2.7.1 | Distribución de los huesos de la mano | 16 |
| 2.7.2 | Ligamentos | 16 |
| 2.7.3 | Músculos | 17 |
| 2.8 | Fisiología del codo y muñeca | 17 |
| 2.8.1 | Codo | 18 |
| 2.8.2 | Muñeca | 19 |
| 2.9 | Procesos de rehabilitación | 20 |
| 2.9.1 | Tratamiento farmacológico | 20 |
| 2.9.2 | Tratamiento físico. | 21 |
| 3 | CAPÍTULO III | 23 |
| 3.1 | Modelo de investigación | 23 |
| 3.2 | Diseño de la investigación..... | 23 |
| 3.2.1 | Investigación | 23 |
| 3.2.2 | Estructura electrónica | 24 |
| 3.2.3 | Estructura mecánica | 25 |
| 4 | CAPÍTULO IV | 26 |
| 4.1 | Especificaciones del sistema a diseñar | 26 |
| 4.2 | Planteamiento de las alternativas de solución | 28 |
| 4.2.1 | Primera alternativa de solución | 28 |
| 4.2.2 | Segunda alternativa de solución | 30 |
| 4.3 | Selección de la alternativa más adecuada..... | 33 |
| 4.3.1 | Características del sistema diseñado parte de la palma. | 33 |
| 4.3.2 | Características del sistema diseñado parte del codo..... | 40 |
| 4.4 | Selección del material | 42 |
| 4.5 | Sistema de movimiento | 42 |
| 4.6 | Análisis de elementos del diseño 3D..... | 43 |
| 4.6.1 | Análisis del eslabón curvo de unión..... | 45 |
| 4.6.2 | Análisis del eslabón superior de conexión en Y..... | 46 |
| 4.6.3 | Análisis del eslabón de conexión. | 47 |
| 4.6.4 | Análisis del soporte del bíceps | 48 |
| 4.6.5 | Análisis del soporte del antebrazo..... | 49 |
| 4.6.6 | Análisis de la sujeción de la mano | 50 |
| 4.7 | Diseño del sistema de control..... | 51 |
| 4.7.1 | Codo | 52 |

| | | |
|--------|---|----|
| 4.7.2 | Mano | 54 |
| 4.7.3 | Diagrama de bloques | 58 |
| 4.7.4 | Actuadores de giro | 58 |
| 4.7.5 | Arduino UNO | 62 |
| 4.7.6 | Programación del microcontrolador | 63 |
| 4.7.7 | Diagrama de conexión..... | 64 |
| 4.8 | Aspectos de la construcción | 64 |
| 4.9 | Ensamblaje | 65 |
| 4.10 | Pruebas de funcionamiento | 66 |
| 4.10.1 | Mano: | 66 |
| 4.10.2 | Codo | 69 |
| 5 | CAPÍTULO V | 72 |
| 5.1 | Manual de usuario | 72 |
| | CONCLUSIONES | 75 |
| | RECOMENDACIONES | 77 |
| 6 | REFERENCIAS | 78 |
| 7 | ANEXOS..... | 81 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura. 2.1 Componentes mecánicos del exoesqueleto Expro | 6 |
| Figura. 2.2 Modelado 3D del exoesqueleto ERMIS | 7 |
| Figura. 2.3 Prototipo del exoesqueleto..... | 8 |
| Figura. 2.4 Presentación CAD de la propuesta de exoesqueleto..... | 10 |
| Figura. 2.5 | 11 |
| Figura. 2.6 Zonas afectadas por la parálisis cerebral de tipo hemiparesia (a) Afectación del lado derecho del cerebro (b) Afectación del lado izquierdo del cerebro..... | 13 |
| Figura. 2.7 | 14 |
| Figura. 2.8 Ligamentos que conforman el codo..... | 15 |
| Figura. 2.9 Distribución de los huesos de la mano..... | 15 |
| Figura. 2.10 a) Distribución de los músculos de la mano y muñeca, b) nombres de los músculos..... | 17 |
| Figura. 2.11 Planos referenciales del cuerpo humano: a) Plano sagital, b) Plano coronal, c) Plano transversal. | 18 |
| Figura. 2.12 Movimientos de Flexo-extensión [20]..... | 19 |
| Figura. 2.13 Movimientos de la mano en base a los planos referenciales del cuerpo humano [20]..... | 20 |
| Figura. 4.1 | 28 |
| Figura. 4.2 Vista explosionada del sistema diseñado como primera solución (componente codo)..... | 30 |
| Figura. 4.3 Vista explosionada del sistema diseñado como segunda solución (parte de la mano)..... | 31 |
| Figura. 4.4 Vista explosionada del sistema diseñado como segunda solución (parte del codo). | 32 |
| Figura. 4.5 Diseño 3D de la solución seleccionada (parte de la mano). [OBJ] | 34 |
| Figura. 4.6 Distribución del subsistema 1: Palma..... | 35 |
| Figura. 4.7 Sistema de transmisión de movimiento. | 36 |
| Figura. 4.8 Sistema mecánico de los dedos..... | 37 |
| Figura. 4.9 Sujeción de los dedos..... | 37 |
| Figura. 4.10 Eslabón en Z de unión. | 38 |
| Figura. 4.11 Eslabón curvo de unión. | 38 |
| Figura. 4.12 Eslabón Y de unión..... | 39 |
| Figura. 4.13 Conjunto de eslabones unión. | 40 |
| Figura. 4.14 Eslabón corto de unión. [OBJ]..... | 40 |
| Figura. 4.15 Partes del exoesqueleto que va en el brazo..... | 41 |

| | |
|---|----|
| Figura. 4.16 Sistema de cargas de la parte del codo; F1 carga que ejerce la mano, F2 carga distribuida del peso del brazo transformada a carga puntual. | 44 |
| Figura. 4.17 Sistema de cargas de la parte de la mano; carga de 4,9N, fuerza que ejerce el dedo. | 44 |
| Figura. 4.18 Análisis estático del eslabón curvo de unión ;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad..... | 45 |
| Figura.4.19 Análisis estático del eslabón de superior de conexión en Y;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad..... | 46 |
| Figura. 4.20 | 47 |
| Figura. 4.21 Análisis estático del soporte del bíceps ;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad..... | 48 |
| Figura. 4.22 Análisis estático del soporte del antebrazo ;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad..... | 49 |
| Figura. 4.23 Análisis estático de la sujeción de la mano;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad..... | 50 |
| Figura. 4.24 Conexiones del sistema de control..... | 52 |
| Figura. 4.25 Posición de los servomotores de la parte del codo. | 53 |
| Figura. 4.26 Ángulos máximos y mínimos del dispositivo del codo: a) ángulo máximo; b) ángulo mínimo. | 54 |
| Figura. 4.27 Posición de los servomotores 1y2 de la parte de la mano..... | 55 |
| Figura. 4.28 Valor máximo de 135°..... | 56 |
| Figura. 4.29 Valor mínimo de 90° | 56 |
| Figura. 4.30 Valor mínimo 85° | 57 |
| Figura. 4.31 Valor máximo 125°..... | 57 |
| Figura. 4.32 Diagrama de bloques | 58 |
| Figura. 4.33 Dimensiones servomotor MG995..... | 61 |
| Figura. 4.34 Microcontrolador Arduino UNO | 62 |
| Figura. 4.35 Diagrama de flujo de programación. | 64 |
| Figura. 4.36 Caja de control Arduino..... | 65 |
| Figura. 4.37 Caja del control remoto. | 65 |
| Figura. 4.38 Ensamblaje del exoesqueleto | 66 |
| Figura. 4.39 Movimientos de la mano; a) Extensión de la mano, b) Flexión de la mano | 67 |
| Figura. 4.40 Extensión de la mano con exoesqueleto. | 68 |
| Figura. 4.41 Flexión de la mano con exoesqueleto | 68 |
| Figura. 4.42 Movimiento del brazo; a) Extensión del brazo, b) flexión del brazo..... | 69 |
| Figura. 4.43 Extensión del brazo con exoesqueleto..... | 70 |
| Figura. 4.44 Flexión del brazo con exoesqueleto..... | 71 |

| | |
|--|----|
| Figura. 5.1 Adaptador de alimentación eléctrica del exoesqueleto..... | 72 |
| Figura. 5.2 Control principal para encendido del exoesqueleto | 72 |
| Figura. 5.3 Seguros; a) implementos de seguridad de la parte del codo, b) implementos de seguridad de la parte de la mano | 73 |
| Figura. 5.4 Identificación de los pulsadores de mando del exoesqueleto. | 74 |
| Figura. 5.5 Pulsador para activar los movimientos en modo automático..... | 74 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | | |
|--------------------|--|----|
| Tabla 4.4.1 | Lista de piezas del componente mano_alternativa de solución Nro. 1..... | 29 |
| Tabla 4.2 | Lista de piezas del componente codo_alternativa de solución Nro. 1..... | 30 |
| Tabla 4.3 | Lista de piezas del componente mano_alternativa de solución Nro. 2..... | 31 |
| Tabla 4.4 | Listado de elementos que se observan en la Figura 4.4..... | 32 |
| Tabla 4.5 | Comparación de alternativas | 33 |
| Tabla 4.6 | Listado de partes de la Figura 4.5..... | 34 |
| Tabla 4.7 | Listado de las partes del exoesqueleto que va en el brazo..... | 41 |
| Tabla 4.8 | Propiedades mecánicas y físicas del PLA | 42 |
| Tabla 4.9 | Ventajas y desventajas de los sistemas de transmisión de movimiento. | 43 |
| Tabla 4.10 | Factor de seguridad | 51 |
| Tabla 4.11 | Ángulos máximos y mínimos del dispositivo del codo..... | 53 |
| Tabla 4.12 | Ángulos máximos y mínimos del dispositivo de los dedos índice, anular, medio y meñique. | 55 |
| Tabla 4.13 | Ángulos máximos y mínimos del dispositivo del dedo pulgar..... | 56 |
| Tabla 4.14 | Comparación de los diferentes actuadores de giro. | 59 |
| Tabla 4.15 | Puntuaciones de los parámetros de los actuadores de giro. | 60 |
| Tabla 4.16 | Características del servomotor MG995. | 61 |
| Tabla 4.17 | Características del microcontrolador Arduino UNO [35] | 63 |

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema

La Parálisis Cerebral PC se manifiesta por un grupo de trastornos que afectan al desarrollo del movimiento y la postura, estos son atribuidos a una agresión no progresiva sobre el cerebro en desarrollo producido en el proceso de gestación o en los primeros años de vida [1]. Es una de las enfermedades más prevalentes que tiene una incidencia entre 1,5 y 2,5 casos por cada 1.000 nacidos vivos a nivel mundial. A pesar de los avances médicos, la incidencia de casos no ha disminuido en los últimos 60 años [2].

Actualmente, el Consejo Nacional de Discapacidades (CONADIS), del Ecuador, no dispone de un repositorio estadístico sobre la PC; sin embargo, se estima que entre el 0,1% y 0,2% de los niños padecen de alguna forma parálisis cerebral y la cifra incrementa al 1% en los casos de infantes prematuros con bajo peso, teniendo en cuenta estos porcentajes se hace la estimación que en Imbabura, alrededor de 71 niños sufren de esta condición basándose en el número de nacidos vivos del año 2020 en la provincia [3].

Una de las clasificaciones de la PC, es la hemiparesia. Se trata de una disfunción motora que afecta a un lado del cuerpo, sea derecho o izquierdo. Este caso de PC repercute en la autonomía y desarrollo del infante ya que tiene un menor rango de movilidad, fuerza y destreza de los miembros afectados. Las personas que presentan hemiparesia presentan tono muscular alterado, flacidez (hipotonía) o rigidez (espasticidad), presentando dificultades en su cotidianidad. [4]. Hasta el momento, no existe cura alguna para esta condición, más bien se maneja de manera multidisciplinaria siendo así su objetivo principal proporcionar al paciente de la máxima independencia posible [5].

Dentro de las alternativas terapéuticas disponibles en la PC se consideran las intervenciones dirigidas al tratamiento de alteraciones del tono y postura con fármacos, ejercicios aplicando técnicas de estimulación y relajación, fisioterapia. Estos tratamientos en

especial a nivel de trastorno motor permiten optimizar el desarrollo funcional y controlar las deformidades músculo esqueléticas que conducen al deterioro agregado de la función motora con el tiempo [6].

Para la valoración y atención integral de un infante con PC se necesita un equipo multidisciplinario haciendo un enfoque general, entre las principales especialidades se encuentran: neuropediatría, fisioterapeuta, ortopeda, psicólogo, logopeda, pediatra de atención primaria, entre otros especialistas. El tratamiento es inferido por la situación del niño por ejemplo edad, afección motriz, patología asociada, capacidades cognitivas, además de tomar muy en cuenta su entorno familiar, escolar y social [1]. Así mismo, es necesario emplear elementos y tecnologías que ayudan con los diferentes tipos de pacientes adecuándose a sus necesidades.

El Centro de Rehabilitación Renacer, ubicado en el Municipio Otavalo, atiende niños con diferentes condiciones de PC. En algunos casos de hemiparesia es necesaria la utilización de dispositivos de rehabilitación, específicamente para fortalecer la musculatura del miembro superior. En el Ecuador no dispone de dispositivos con tecnología que permita fortalecer y ayudar a los profesionales a realizar las rehabilitaciones en especial dispositivos que ayuden con la terapia muscular. Dado lo anterior, desde la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte, se propone el desarrollo de un exoesqueleto dirigido a las terapias de pacientes infantes que asisten al citado dentro de asistencia.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo General

- Construir un exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la extremidad superior derecha, dirigido a pacientes infantes con parálisis cerebral.

1.2.2 *Objetivos Específicos.*

- Evaluar los aspectos relacionados con terapias físicas y dispositivos tecnológicos empleados en la rehabilitación de los músculos de las extremidades superiores en pacientes infantiles.
- Diseñar un exoesqueleto para la rehabilitación de los músculos del brazo.
- Construir el exoesqueleto para rehabilitación de brazo.
- Validar el funcionamiento del dispositivo.

1.3 Justificación

El desarrollo de un exoesqueleto para miembro superior que se espera utilizar en la rehabilitación de pacientes con PC resulta importante de acuerdo con los diferentes aspectos:

La rehabilitación de los músculos es fundamental ya que son las principales partes afectadas por la PC y deben mantenerse en constante movimiento para evitar el deterioro progresivo. Normalmente este proceso de rehabilitación se realiza manualmente donde el encargado manipula los músculos del paciente y así ejercitándolos, llevándose a cabo en lapsos de repeticiones cortas ya que el terapeuta necesita de tiempos de descanso. La rehabilitación ha demostrado muy buenos resultados en el desempeño de pacientes con PC, con lo cual se puede mejorar su calidad de vida.

Este proyecto pretende dar una opción para poder mejorar el proceso manual que realiza el fisioterapeuta ofreciendo un dispositivo que genere los movimientos que realiza el terapeuta al momento de rehabilitar el miembro superior derecho, de esta manera se puede tener lapsos más largos de terapia con menores interrupciones, aportando una solución tecnológica a problemas de salud pública.

Finalmente, se pretende presentar un prototipo que económicamente pueda ser accesible además de tener una repercusión positiva en la aplicación de dispositivos tecnológicos en la rehabilitación de pacientes con Parálisis Cerebral.

1.4 Alcance

La presente investigación se basa en el diseño y construcción de un exoesqueleto que permita la rehabilitación de los músculos de la extremidad superior derecha tomando en cuenta las técnicas empleadas por profesionales para rehabilitación. Para este proceso se emplearán programas de diseño asistido por computadora; además de software para programar los diferentes componentes. Consecutivamente se construirá el prototipo y se procederá a evaluar los resultados probando el prototipo en el paciente.

2 CAPÍTULO II

MARCO REFERENCIAL

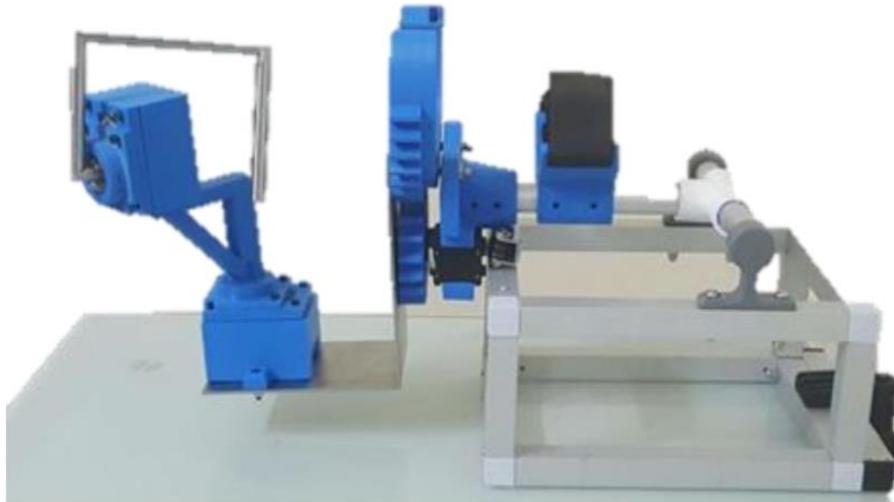
2.1 Antecedentes

2.1.1 *Expro: Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior*

Se trata de un exoesqueleto de tres grados de libertad elaborado por un equipo de estudiantes de la Universidad Nacional de Bogotá. Es un dispositivo controlado mediante interfaz gráfica, enviando la información al sistema de control y posteriormente a los servomotores. Dentro de la interfaz se puede seleccionar el número de repeticiones, el ángulo de inclinación, la cantidad de repeticiones y el número de series a realizar [7]. Para este trabajo se utilizaron diferentes programas, tales como: Python para la interfaz, Inventor para el diseño y Raspberry pi, para el sistema de control, la cual recibe la información y la interpreta transmitiéndola a los elementos mecánicos. En la Figura 2.1 se muestra el ensamblaje del exoesqueleto Expro.

Figura. 2.1

Componentes mecánicos del exoesqueleto Expro



2.1.2 Sistema de exoesqueleto portátil para rehabilitación de extremidades superiores: EXO-UL8

Se trata de un exoesqueleto dirigido a la rehabilitación de pacientes que sufrieron un accidente cerebrovascular con el propósito de reestablecer los movimientos de la extremidad superior de manera que puedan volver a sus actividades diarias lo antes posible. Así mismo se hace una revisión acerca del progreso de los dispositivos portátiles para rehabilitación de las extremidades superiores dentro de la industria y el mundo académico. Además, se presenta el estudio del exoesqueleto “EXO-UL8” que es un dispositivo de apoyo para los dos brazos. En este trabajo se incluyen detalles sobre el diseño mecánico la estrategia de control y la implementación del entorno virtual [8].

2.1.3 Exoesqueleto de brazo para la rehabilitación después de un accidente cerebrovascular mediante la predicción del algoritmo de aprendizaje

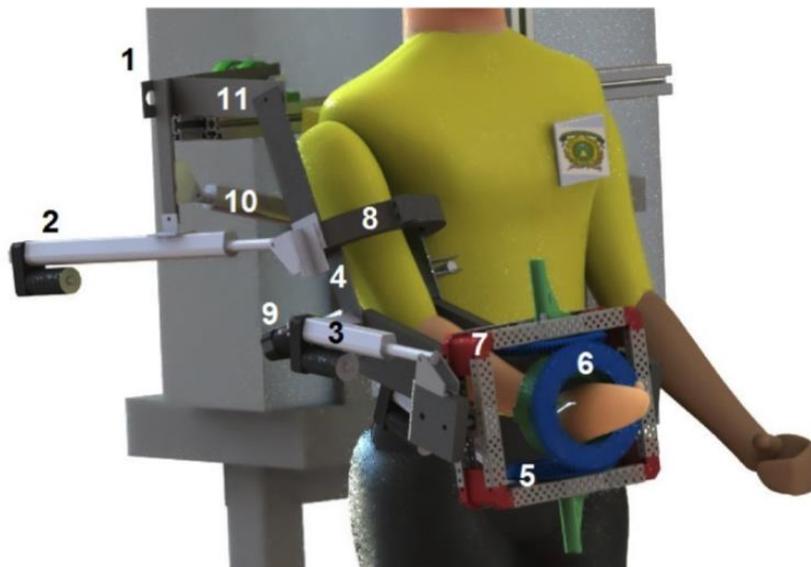
En esta investigación se realizó un dispositivo de rehabilitación de brazo que, juntamente con un algoritmo de aprendizaje, le permite determinar la posición de la articulación, permitiendo así adecuarse al tipo de ejercicios que necesita realizar el paciente para mejorar su condición motora, posterior a un accidente cerebrovascular [9].

El dispositivo fue capaz de lograr el movimiento de flexión y extensión de dos brazos considerados como activo 1 y activo 2; así también de la mano formada por el dedo y el pulgar como pasivo.

2.1.4 Exoesqueleto con base en cuatro casos de estudio de rehabilitación de miembro superior

ERMIS es un exoesqueleto con 7 grados de libertad para simular los movimientos anatómicos del brazo durante la rehabilitación, a partir de requerimientos del paciente. Este dispositivo presenta un enfoque diferente en el ámbito médico ya que cambia la manera de realizar las rehabilitaciones de miembros superiores. Los resultados obtenidos, de acuerdo con los ejercicios realizados con el exoesqueleto, reportan un desempeño del 95% en los movimientos del hombro codo y muñeca al emular terapia de timón [10]. La Figura 2.2 muestra el modelado 3D del exoesqueleto ERMIS.

Figura. 2.2
Modelado 3D del exoesqueleto ERMIS



Durante la ejecución del ejercicio de timón se obtienen los siguientes porcentajes de seguimiento de trayectoria: el 91,2% del movimiento de aducción – abducción, el 96,2% de la flexo-extensión de hombro, el 97,4% de la rotación externa-interna de hombro, el 93,6% para la flexo-extensión de codo y finalmente el 96,6% para la flexo-extensión de muñeca.

2.1.5 Diseño mecánico y modelado de fricción de un exoesqueleto de miembro superior

Se presentan diferentes soluciones mecánicas para el desarrollo de un exoesqueleto de miembro superior, seleccionando el accionamiento por cable. Este dispositivo se realizó basándose en el modelo de fricción de Coulomb tomando cuenta la compensación, explicando el comportamiento de adhesión en los cables. En la verificación de datos, tomados en la experimentación, este modelo presenta un aumento del 15% en el rendimiento al momento de la rehabilitación en comparación a los modelos normales [11].

Además, en este estudio se presenta un análisis sobre la relación de fricción estática y evidenciando la factibilidad de su ampliación. En la Figura 2.3 se puede observar el prototipo del exoesqueleto.

Figura. 2.3
Prototipo del exoesqueleto



2.1.6 Modelado y control de exoesqueleto para rehabilitación de muñeca y antebrazo

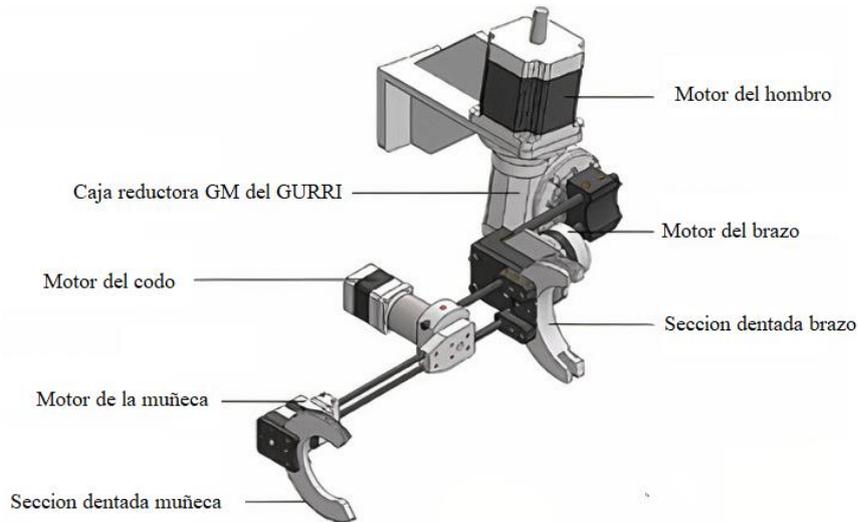
Se presenta el modelado de un exoesqueleto con 3 grados de libertad adaptado a la muñeca y el antebrazo, considerando las interacciones de fuerza entre el usuario y el exoesqueleto. Se consideran los componentes de la espasticidad (viscosidad y elasticidad), y se desarrolló basado en los siguientes movimientos: flexión-extensión, aducción-abducción y pronación-supinación tomando en cuenta los valores altos y bajos de espasticidad. Para su construcción se implementó un controlador de tipo PID no lineal adaptivo que se diseñó con el fin de adaptarse a los movimientos [12]. Para demostrar la viabilidad de la propuesta se realizaron simulaciones, asumiendo la interacción humano-robot y emulando una sesión de terapia para pacientes con espasticidad baja y alta.

2.1.7 Exoesqueleto robótico para la rehabilitación del miembro superior del paciente hemipléjico.

En este artículo se presenta la metodología que se usó para la construcción de un exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior en pacientes hemipléjicos. Se exponen los criterios de diseño, biomecánicos y clínicos, así como todo lo necesario para su desarrollo. Esto implica la selección de actuadores, las partes mecánicas y la armadura. El sistema de control y seguridad es una interfaz diseñada por los fisioterapeutas para mejorar el proceso. En la Figura 2.4 se muestra la propuesta con sus componentes armados. Este dispositivo se validó con pruebas piloto practicadas en el Hospital Clínico Quirúrgico de Santiago de Cuba [13].

Figura. 2.4

Presentación CAD de la propuesta de exoesqueleto.

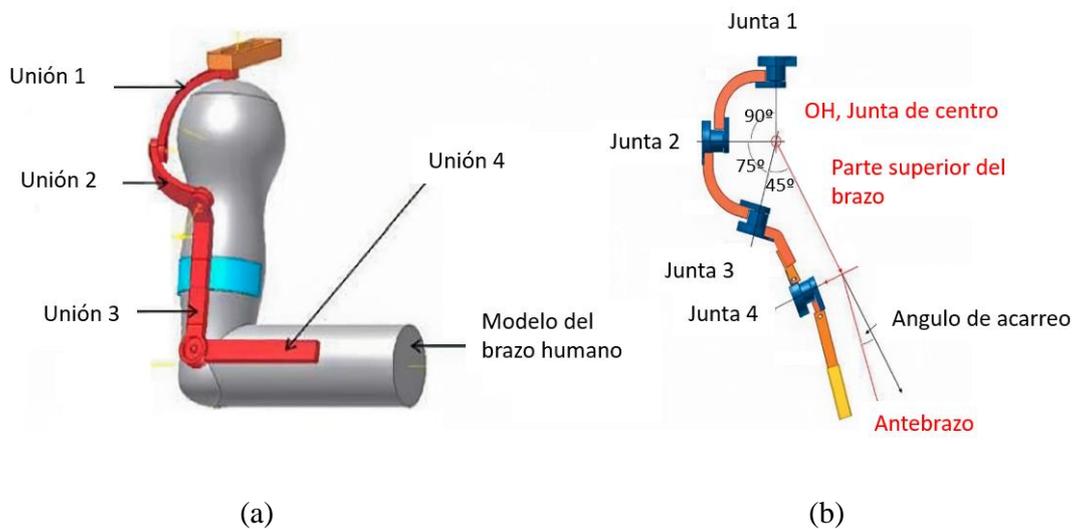


2.1.8 Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior.

Se presenta el análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior, desarrollado en AURA Innovative Robotics. Esta órtesis es ajustable a diferentes estaturas, fabricada con materiales ligeros y consta de 6 servomotores proporcionando 6 grados de libertad. Se investigó sobre tipos de lesiones plexo braquial, los posibles movimientos articulares del miembro superior, estudio de ortesis para rehabilitación existentes en el mercado y las características para el nuevo diseño. En la Figura 2.5 se puede observar el mecanismo de hombro y codo del exoesqueleto. Para tener el mejor de los resultados se comparan los diferentes rangos de movimientos que se realizan en diferentes pacientes con el fin de compararlas con las ortesis comerciales, además se evalúan las ventajas e inconvenientes presentadas para así poder mejorar futuros trabajos [14].

Figura. 2.5

Mecanismo del hombro y codo del exoesqueleto, (a) Modelado 3D del exoesqueleto, (b) Vista lateral del exoesqueleto.



2.2 Fundamentos teóricos

2.2.1 Parálisis cerebral

La parálisis cerebral abarca un conjunto de trastornos crónicos, esto debido a una lesión o defecto en el desarrollo del cerebro inmaduro. La lesión se produce en los primeros días de gestación o entre los 3 o 5 años de vida. El hecho de que la agresión sea en el cerebro en desarrollo condiciona a los pacientes a los siguientes aspectos:

- Trastorno psicomotriz, este se produce a edad temprana e interfiere en la maduración del sistema nervioso en muchos casos antes de que sea aprendida, haciendo que el niño no tenga experiencia en sus movimientos corporales.
- Sistema nervioso, cuando se produce la parálisis cerebral el cerebro se encuentra en desarrollo por lo que queda sin una especificación en las distintas funciones nerviosas. Esto provoca el funcionamiento incorrecto de la transmisión de información por el sistema nervioso [15].

2.3 Características clínicas

El diagnóstico de la parálisis cerebral se da por un estudio clínico, se basa en los signos y síntomas como las dificultades motoras. El análisis precoz es la prioridad y en muchos casos no es fácil sobre todo en los primeros 6 meses de vida [16].

La patología de la parálisis cerebral está basada en la identificación de la alteración motora ya sea de la coordinación de movimientos o del tono muscular. La parálisis se caracteriza por la dificultad de: caminar, comer, tragar, movilizarse, comunicarse. Todas estas afecciones provocan discapacidad debido a los trastornos neurológicos. La manifestación clínica motora depende del sustrato neurológico afectado y del mecanismo fisiopatológico que generó la lesión [17].

2.4 Clasificación de la parálisis cerebral según la extensión de daño cerebral.

La parálisis cerebral se clasifica dependiendo el grado de daño que sufre el cerebro. Para entender mejor el sufijo plejia significa ausencia de movimiento:

- **Cuadriplejía:** se encuentran afectados los cuatro miembros del cuerpo.
- **Tetraplejía:** es la afectación general que incluye el tronco y las cuatro extremidades, con predominio de afectación de los miembros superiores.
- **Triplejía:** la afección se encuentra en las extremidades inferiores y una superior.
- **Diplejía:** Se encuentra en las cuatro extremidades con predominio en extremidades inferiores.
- **Hemiplejía:** esta afecta un solo lado del cuerpo y el más afectado es el miembro superior.
- **Doble hemiplejia:** esta afecta a las cuatro extremidades, pero mucho más evidente en un hemicuerpo, se comporta como hemiparesia.
- **Paraplejía:** afecta solo los miembros inferiores, son poco frecuentes.

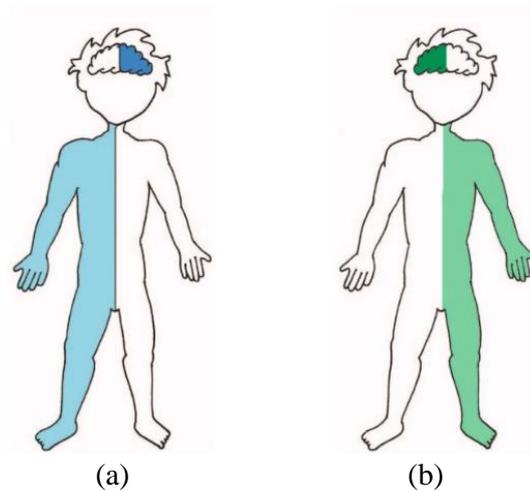
- **Monoplejía:** afecta un solo miembro sea brazo o pierna, estos casos son poco comunes [18].

2.5 Parálisis cerebral de tipo hemiparesia.

La hemiparesia es una disfunción motora que afecta a un lado del cuerpo, sea izquierdo o derecho. Los pacientes con hemiparesia presentan un tono muscular alterado, flacidez (hipotonía) o rigidez (espasticidad), presentando dificultades en la cotidianidad [19]. Los niños con esta condición aprenden a restringir los miembros afectados por lo que deriva en el déficit de control motor, disminución del rango articular activo y pasivo de las articulaciones, debilidad generalizada y retraso de la maduración esquelética [20]. En la Figura 2.6 se presenta las partes del cuerpo afectadas por la parálisis de tipo hemiparesia.

Figura. 2.6

Zonas afectadas por la parálisis cerebral de tipo hemiparesia (a) Afectación del lado derecho del cerebro (b) Afectación del lado izquierdo del cerebro



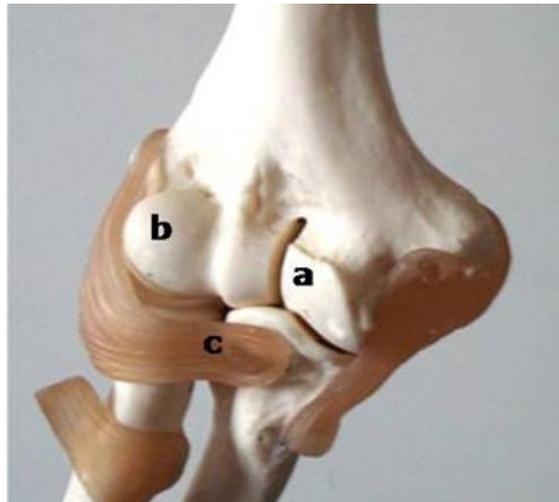
2.6 Aspectos anatómicos del codo

El codo es la articulación intermedia del miembro superior, esta realiza la unión mecánica entre el primer segmento (brazo) con el segundo segmento (antebrazo). Se encuentra posibilitado a orientarse en los tres planos del espacio gracias al hombro, esto

le permite desplazarse lejos del cuerpo [21]. El codo se encuentra conformado por 3 articulaciones distintas: la articulación cúbito-humeral del tipo bisagra, permite la flexo-extensión; la articulación radio-humeral, una diartrosis del tipo condílea permite la rotación axial o pivotación y la flexo-extensión; articulación radio-cubital proximal, es del tipo trocoide, que en la cabeza del radio se aloja en la fosa radial del cúbito y se ve rodeada por el ligamento anular, permite el movimiento prono-supinación [22]. En la Figura 2.7 se observan las articulaciones del codo.

Figura. 2.7

Complejo articular del codo: a) Húmero-cubital, b) Humero-radial, c) Radio-cubital proximal.



2.6.1 Ligamentos

El codo este compuesto por diferentes ligamentos entre ellos se tienen: ligamento anular este estabiliza la articulación radio cubital proximal, ligamento colateral lateral, ligamento colateral medial, ligamento cubital colateral lateral este actúa como un estabilizador primario ante la inestabilidad rotatoria posterolateral [23]. La Figura 2.8 se presenta la ubicación de los ligamentos del codo.

Figura. 2.8

Ligamentos que conforman el codo.



2.6.2 Músculos

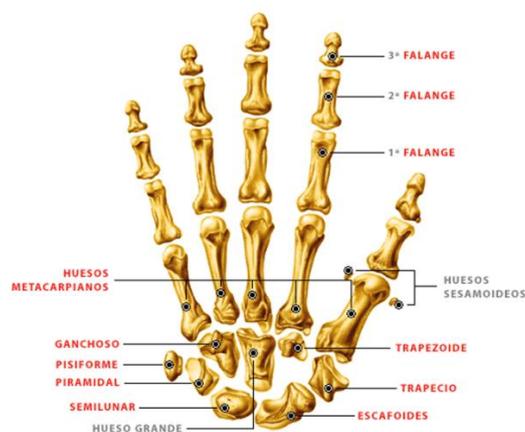
El codo este compuesto por diferentes músculos que se encuentran sujetos en conjunto con los huesos del brazo y antebrazo. Entre los principales se tienen: bíceps largos, bíceps cortos, tríceps largo estos músculos se anexan junto con el hombro mientras que los que se anexan al antebrazo son: el braquiorradial y el pronador redondo [24].

2.7 Aspectos anatómicos de la mano

La mano es el tercer segmento del miembro superior y se encuentra compuesto por tres partes: la muñeca o carpo, la mano o metacarpo y los dedos o falanges. En la Figura 2.8 se pueden observar las partes de las que se compone la mano [25].

Figura. 2.9

Distribución de los huesos de la mano.



2.7.1 Distribución de los huesos de la mano

2.7.1.1 Muñeca o carpo

- Hilera superior, esta hilera consta de escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme. Estos huesos se encuentran articulados con el radio y el disco articular a excepción del pisiforme ya que este se considera un hueso sesamoideo que este contenido en el tendón flexor ulnar del carpo.
- Hilera inferior, esta consta de los huesos trapecio, trapecoide, grande y ganchoso [26].

2.7.1.2 Mano o metacarpo

Los huesos metacarpianos son largos y constan de base (extremo proximal), diáfisis (cuerpo) y cabeza (extremo distal), la parte de las cabezas son aquellas que forman los nudillos del puño [26].

2.7.1.3 Dedos o Falanges

Estos huesos constan de una base, diáfisis y cabeza donde las cabezas de las falanges proximales y distales forman los nudillos [26].

2.7.2 Ligamentos

La muñeca se encuentra estructurada por diferentes ligamentos que se clasifican en los ligamentos extrínsecos dorsales y extrínsecos palmares que se caracterizan por unir los huesos del antebrazo con el carpo y los ligamentos intrínsecos son aquellos que relacionan los huesos del carpo entre sí.

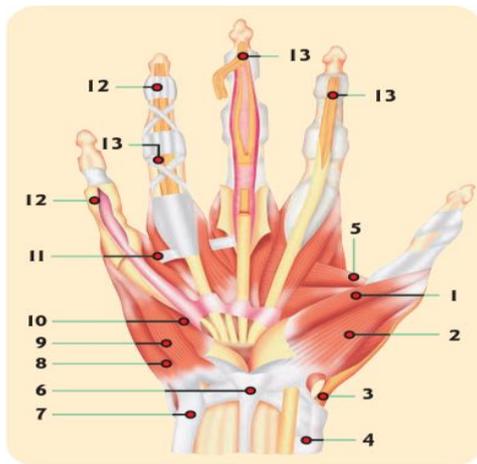
Los ligamentos extrínsecos permiten la estabilidad de la muñeca, unen los huesos del carpo con la extremidad distal del radio y el cubito, estos se dividen en volares y dorsales. Los ligamentos intrínsecos se caracterizan por su forma de “U” y son aquellos que unen los huesos del carpo entre si limitando la movilidad y estabilizando la base de la mano [27]. En la Figura 2.9 se puede observar la posición de los ligamentos más importantes.

2.7.3 Músculos

Los músculos y tendones que conforman este complejo articular son variados y con diferentes orígenes e inserciones. Los músculos principales que intervienen en esta sección son: flexor cubital del carpo, flexor radial del carpo y palmar largo (para el movimiento de flexión); extensor cubital del carpo, extensores radiales corto y largo del carpo, (para el movimiento de extensión); flexor cubital del carpo y extensor cubital del carpo (para el movimiento de aducción); flexor radial del carpo, palmar largo, extensores radiales largo y corto del carpo (para el movimiento de abducción) [27]. En la Figura 2.9 se observa la distribución de los músculos de la muñeca y mano.

Figura. 2.10

a) Distribución de los músculos de la mano y muñeca, b) nombres de los músculos.



| |
|---|
| 1. Músculo flexor corto del pulgar |
| 2. Músculo abductor corto del pulgar |
| 3. Vaina tendinosa del músculo abductor |
| 4. Ligamento anular del carpo |
| 5. Músculo abductor del pulgar |
| 6. Tendón del músculo palmar menor |
| 7. Tendón del músculo cubital anterior |
| 8. Músculo abductor del meñique |
| 9. Músculo flexor corto del meñique |
| 10. Músculo oponente del meñique |
| 11. Ligamento metacarpiano |
| 12. Vaina fibrosa |
| 13. Tendon |

a)

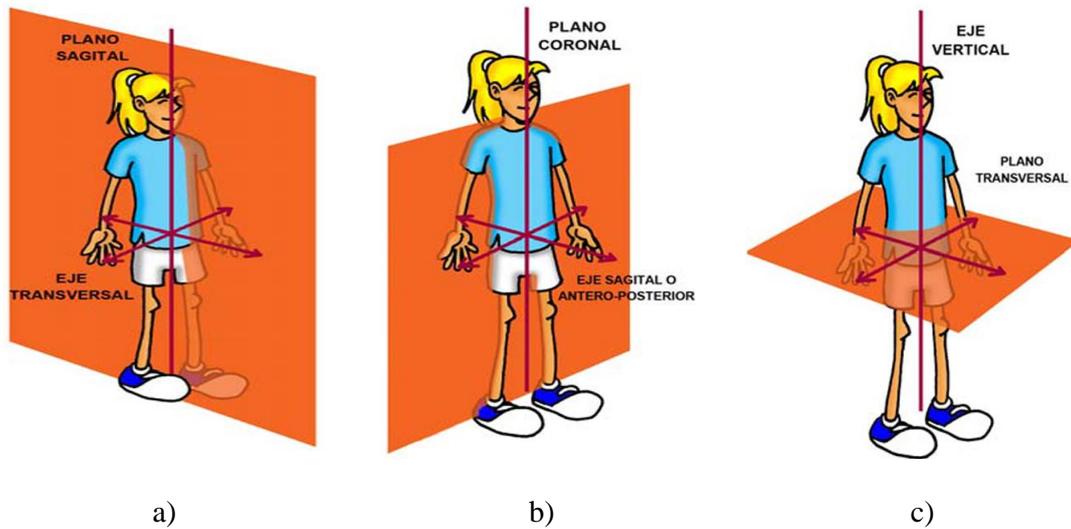
b)

2.8 Fisiología del codo y muñeca

Para conocer la ubicación y localización de las distintas partes del cuerpo y órganos se hace uso de los planos de referencia del cuerpo humano, además estos planos también nos permiten el estudio de las diferentes posturas que podría tomar el cuerpo humano, así como la determinación de los ángulos articulares. Se suelen considerar tres planos rectangulares que cortan el centro de gravedad del individuo. En la Figura 2.10 se puede observar los planos y ejes de referencia en el cuerpo humano [28].

Figura. 2.11

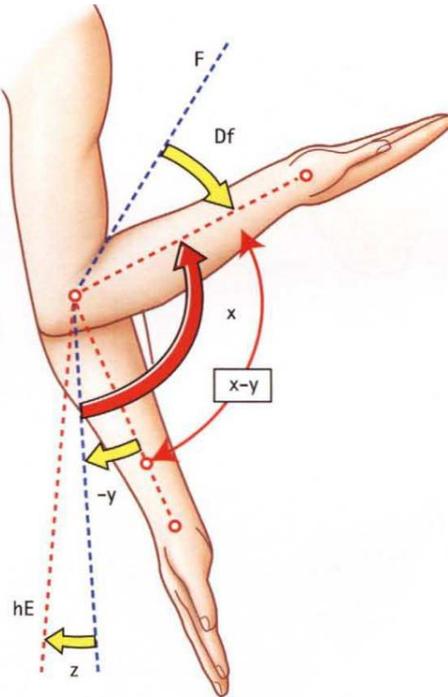
Planos referenciales del cuerpo humano: a) Plano sagital, b) Plano coronal, c) Plano transversal.



2.8.1 Codo

El complejo articular del codo posee un solo grado de movimiento que ocurre en el plano sagital alrededor de un eje medio-lateral, la flexo-extensión. El eje de movimiento es oblicuo en relación con los planos de referencia espacial permitiendo una inclinación de 6° con respecto al plano transversal. El rango de movimiento que se produce en la flexión es de 140° y el límite se produce en el choque de las masas musculares del brazo y antebrazo. El recorrido de la extensión del codo es de 0° y su límite es el choque óseo del olecranon del cubito en la fosita y en ocasiones se puede observar una hiperextensión del codo con amplitud de 10° en condiciones normales [29]. En la Figura 2.11 se muestran los movimientos de flexo-extensión del codo.

Figura. 2.12
Movimientos de Flexo-extensión [20].



2.8.2 Muñeca

La muñeca como complejo articular tiene sus movimientos en torno a dos ejes con la mano en posición anatómica. Un eje AA` transversal pertenece al plano frontal T en torno a este eje se realizan los movimientos de flexo-extensión en el plano sagital:

Flexión, la cara anterior o palmar de la mano se aproxima a la cara anterior del antebrazo como se observa en la Figura 2.12 específicamente en la (flecha 1).

Extensión, tomando en cuenta la (flecha 2) de la Figura 2.12, la cara posterior o dorsal de la mano se aproxima a la cara posterior del antebrazo.

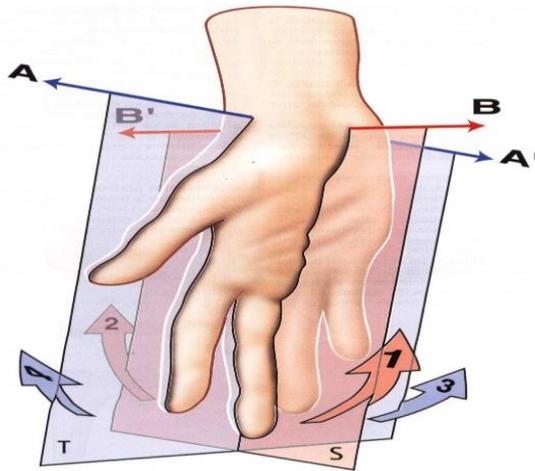
En un eje BB` anteroposterior perteneciente al plano sagital S. En torno al eje, en el plano frontal se efectúa el movimiento de aducción-abducción, denominada también inclinación cubital o radial.

Aducción, tomando en cuenta la (flecha 3) de la Figura 2,12, la mano se aproxima al eje del cuerpo y el borde interno forma con el borde interno del antebrazo un ángulo obtuso abierto hacia adentro.

Abducción, en la (flecha 4) de la Figura 2.12, la mano se aleja del eje del cuerpo y su borde externo forma un ángulo obtuso hacia afuera con el borde externo del antebrazo [21].

Figura. 2.13

Movimientos de la mano en base a los planos referenciales del cuerpo humano [20].



2.9 Procesos de rehabilitación

Hay diferentes protocolos y procesos que se deben realizar para la rehabilitación del miembro superior, mano y codo. En concreto, existen tratamientos que permiten tratar pacientes con parálisis cerebral, ya que al ser una condición delicada se requiere cuidado al mover el miembro superior, ya que hay que considerar músculos, ligamentos, articulaciones y hasta la condición psicológica del paciente.

2.9.1 Tratamiento farmacológico

El tratamiento con fármacos es utilizado para disminuir la espasticidad y puede ser administrado de diferentes maneras, existen diferentes medicamentos por ejemplo dantroleno, baclofeno, diazepam, tizanidina, clonidina, gabapentina, lamotrigina, vigabatrina. Además, hay un fármaco llamado botulínica que es una neurotoxina que

actúa a nivel de la unión neuromuscular usada para combatir la espasticidad a nivel local, es aplicada a nivel intramuscular con el fin de mejorar la funcionalidad del miembro afectado [30].

2.9.2 Tratamiento físico.

Este tratamiento tiene como finalidad el mantenimiento y potenciación de las habilidades motoras y funcionales para así mejorar el desarrollo de las actividades motoras, el autocuidado y la capacidad de mantener una vida normal [30].

Para el tratamiento de movimiento, existen diversos procedimientos entre los más comunes se consideran los movimientos pasivos:

FNP, facilitación neuromuscular propioceptiva, es un tratamiento que ayuda al paciente a alcanzar su nivel de funcionalidad motora, es considerado el mejor método para estimular a los pacientes a lograr los resultados esperados [31].

- Resistencia, permite aumentar el control, aprendizaje motor, mejorar la contracción muscular, aumenta la fuerza y consigue un efecto relajante.
- Irradiación y esfuerzo, la irradiación es la propagación de la respuesta ante un estímulo, y entre los dos provocan la aplicación correcta de la resistencia.
- Contacto manual, este permite al paciente realizar los movimientos en la dirección correcta, el fisioterapeuta aplica la presión en sentido contrario al movimiento para realizar el ejercicio.
- Posición y mecánica del cuerpo, se alcanza un mejor efecto cuando el fisioterapeuta alinea el movimiento que se busca permitiendo recobrar las posiciones adecuadas.
- Estimulación verbal, son ordenes e indicaciones de una manera verbal que se le da al paciente para que pueda comprender lo que debe hacer cuando lo debe hacer
- Estiramiento, la parte muscular debe estirarse únicamente cuando se busca la actividad muscular dinámica.

- Sincronismo, secuencia de los movimientos que brinda un movimiento coordinado y continuo hasta cumplir el objetivo, requiriendo de la energía de una contracción mayor de los músculos débiles [32].

3 CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1 Modelo de investigación

Este trabajo de titulación tiene un modelo de investigación aplicada, ya que pretende resolver un problema definido. Se plantea una solución que proporciona un dispositivo de rehabilitación para una paciente con parálisis cerebral.

Para el desarrollo del dispositivo, se emplea investigación documental y de campo, con base a una búsqueda exhaustiva para poder adquirir los elementos adecuados para los procesos de diseño y construcción, basándose en estrategias y procesos que contribuyen a cumplir con los objetivos estipulados.

3.2 Diseño de la investigación

En este capítulo se presente los procesos ejecutados divididas en actividades que ayudaran a comprender de mejor manera, además de explicar el cumplimiento de los objetivos estipulados, se describe de una manera detallada de cómo se realiza el diseño y construcción del dispositivo.

3.2.1 Investigación

En esta etapa se presentan las actividades donde se describe los diferentes conceptos que llevan a comprender de mejor manera el diseño a realizar.

Actividad 1: Investigación sobre parálisis cerebral, conlleva todo lo relacionado al tema entre ello se tiene:

- Definición de parálisis cerebral
- Características clínicas de los pacientes con parálisis cerebral
- Clasificación de la parálisis cerebral
- Parálisis cerebral de tipo hemiparesia

Actividad 2: Investigación de aspectos anatómicos, aquí se describe acerca de la anatomía del codo y mano, para ello se toma en cuenta:

- Huesos
- Articulaciones
- Músculos
- Ligamentos

Actividad 3: Investigación de la fisiología, se relaciona a como es el comportamiento del miembro superior enfocándose en el codo y la mano.

Actividad 4: Investigación de procesos de rehabilitación, presenta lo principal que conlleva a realizar una rehabilitación adecuada para un paciente con parálisis cerebral de tipo hemiparesia.

3.2.2 Estructura electrónica

En esta fase se realiza un análisis de los elementos electrónicos y de control más adecuados que lleven a la construcción adecuada del dispositivo de rehabilitación cumpliendo con los objetivos estipulados.

Actividad 1: Se realiza una lista de requerimientos necesarios del sistema a diseñar.

Actividad 2: En base a los requerimientos se hace un estudio de los posibles elementos a utilizar.

Actividad 3: Se hacen cálculos y simulaciones de los elementos preseleccionados en la actividad 4, además de considerar su comercialización al adquirirlos.

Actividad 5: Se selecciona los materiales necesarios para el montaje de la parte de control del exoesqueleto

Actividad 6: Se realiza un diseño previo en el software de diseño de circuitos con el fin de verificar el funcionamiento y posición de los elementos.

Actividad 7: Se realiza el montaje de todos los elementos electrónicos.

Actividad 8: Se realiza pruebas en conjunto con la parte mecánica para verificar el funcionamiento del exoesqueleto completo.

Actividad 9: Se realiza los ensayos, se comprueba su funcionamiento.

Actividad 10: Se ensambla el sistema completo del exoesqueleto y se procede a validar en el paciente.

3.2.3 Estructura mecánica

En esta etapa se realiza el diseño de la estructura mecánica del dispositivo, se toma en cuenta los criterios establecidos además de las restricciones impuestas, también se presenta un análisis de cargas y esfuerzos sobre la estructura.

Actividad 1: Determinar las especificaciones del sistema dependiendo los movimientos, longitudes y ángulos.

Actividad 2: Realizar un análisis para determinar los posibles mecanismos que pueden ser utilizados.

Actividad 3: Generar una solución basándose en las especificaciones de la actividad 1 y también del estudio de los mecanismos.

Actividad 4: Realizar un diseño 3D del exoesqueleto tanto de la mano como del brazo por separado para tener una mejor manera de corregir.

Actividad 5: Efectuar pruebas mediante el software de diseño 3D para verificar colisiones entre piezas, además de interferencias y dimensiones.

Actividad 6: Seleccionar los elementos necesarios, basándose en que sean comerciales.

Actividad 7: Imprimir las piezas mediante impresora 3D en material PLA.

Actividad 8: Ensamblar el dispositivo por completo y ejecutar pruebas físicas en el paciente.

Actividad 9: Reimprimir el diseño final en impresora 3D en material PETG.

Actividad 10: Analizar factibilidad del diseño mecánico completo.

4 CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Especificaciones del sistema a diseñar

Con el fin de proporcionar un exoesqueleto de rehabilitación, específicamente de mano y codo, se plantean las características que deben ser consideradas para el diseño y posterior construcción. Además, de los requerimientos que debe cumplir para que el usuario y personas que lo utilicen puedan usarlo con facilidad y comodidad.

Edad del paciente: El exoesqueleto está dirigido a una niña de 8 años de crecimiento normal.

Condición actual de la paciente seleccionada: La paciente padece de hemiparesia, como resultado de una caída accidental, cuyo lado derecho se encuentra paralizado y requiere de rehabilitaciones constantes.

Objetivo de las terapias con el exoesqueleto de brazo aplicado en la paciente: El exoesqueleto debe permitir los movimientos de la mano y de la articulación del codo, siendo lo más importante la apertura y cierre de la mano, y de manera particular flexión y extensión el dedo pulgar, devolviendo la capacidad de movimiento y tono muscular [33].

Avances del paciente a través de la terapia con el exoesqueleto: La paciente podría realizar los movimientos que ha perdido como resultado de la parálisis. Por ejemplo, al realizar los movimientos de flexión y extensión de la mano, tendría la posibilidad de agarrar objetos. Por otra parte, al mejorar la extensión del brazo, el centro de gravedad se alinea y le permite caminar con mayor facilidad [33].

Tipo de exoesqueleto: Debe ser un dispositivo mixto, ya que la paciente debe aplicar fuerza para llevar a cabo los movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano y la articulación de codo; así mismo, el dispositivo proporciona parte de la fuerza ayudando a realizar los movimientos.

Movimiento del dedo pulgar: Debe permitir realizar el movimiento de flexión y extensión del pulgar que es la principal necesidad para cumplir [33].

Operación del equipo: Debe funcionar de forma manual y automática.

Manipulación del equipo: Puede ser manipulado tanto por el paciente como el fisioterapeuta dependiendo del tipo de rehabilitación que se proceda a realizar.

Ergonomía: El exoesqueleto de rehabilitación debe adaptarse a las dimensiones antropométricas de la paciente; además debe ser ligero a manera que no llegue a generar lesiones en la paciente. Adicionalmente, debe ser de fácil utilización por parte del fisioterapeuta.

Seguridad: Ninguno de los elementos que conforman el exoesqueleto debe representar un riesgo para la paciente (que no le cause molestias a la niña, que no le roce la piel) [33].

Materiales: El material debe ser resistente lo suficiente para soportar las cargas aplicadas al momento de accionar los servomotores, se pretende usar fibra de carbono para imprimir en 3D o corte láser en acrílico.

Mantenimiento del equipo: El diseño y construcción del dispositivo debe estar orientado a que requiera mínimo mantenimiento.

Costo: Se selecciona la solución que resulta más económica para su adquisición.

Peso: Es necesario considerar que la paciente debe soportar todo el peso de la estructura y de los componentes del exoesqueleto.

Repuestos: Deben encontrarse con facilidad en el mercado local, con el fin de evitar costos altos y tiempo en adquirirlos.

Estética: El dispositivo debe ser agradable a la vista, a manera que no cause impresiones negativas en la paciente [33].

Funcionamiento: El dispositivo debe contar con varios modos de uso; por ejemplo, que le permita realizar un número de repeticiones, y pueda realizar varios tipos de rehabilitación. El exoesqueleto debe ser fácil de colocar y sacar del brazo del paciente [33].

4.2 Planteamiento de las alternativas de solución

Tomando en cuenta las restricciones y especificaciones del sistema a diseñar se plantean dos posibles alternativas de solución que cumplan con las necesidades propuestas.

Para el planteamiento de las soluciones el sistema diseñado se divide en dos partes, la mano y el codo, esto permitirá comprender de mejor manera sus partes y su funcionamiento.

4.2.1 Primera alternativa de solución

La estructura mecánica está construida en PLA por proceso de impresión 3D, consta de 20 piezas, construidas según la adaptación de la extremidad superior de la paciente, para su conexión entre piezas se utiliza tornillos de 3 mm de diámetro. En la Figura 4.1 y en la Tabla 4.1 se muestra la distribución de las piezas que conforman el dispositivo de la mano.

Figura. 4.1

Vista explosionada del sistema diseñado como primera alternativa de solución (componente mano).

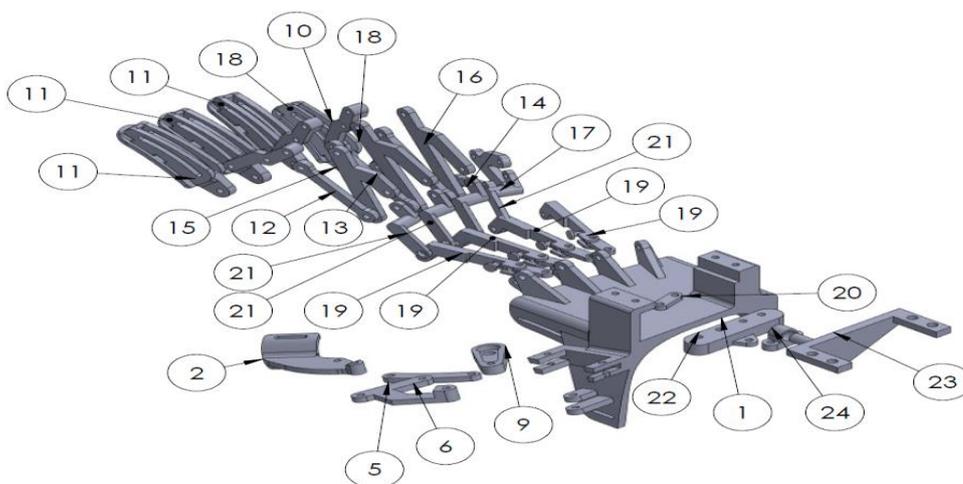


Tabla 4.4.1 *Lista de piezas del componente mano_alternativa de solución Nro. 1.*

| N.º de elemento | N.º de pieza | Cantidad |
|-----------------|-----------------------------------|----------|
| 1 | Palma | 1 |
| 2 | Dedo | 1 |
| 3 | Dedo Cover | 3 |
| 4 | Dedo Cover Pinky | 1 |
| 5-6-7-8 | Eslabón superior versión 2 | 4 |
| 8 | Transmisión de movimiento 1 | 4 |
| 9 | Eslabón de movimiento 1 | 4 |
| 10 | Eslabón unión sup trans | 1 |
| 11 | Eslabón de unión transmisión mov. | 1 |
| 12 | Engranaje | 1 |
| 13 | Pieza de eje | 1 |
| 14 | Versión 2 eslabón distal | 4 |
| 15-16-17 | Eslabón superior | 4 |
| 18-19-20-21 | Eslabón superior V2 | 4 |
| 19 | MG_gear2 | 1 |
| 21 | Pieza de eje | 1 |
| 23 | Dedo | 1 |
| 24 | Deslizador | 1 |

En las Figura 4.2 y en la Tabla 4.2 se muestra el listado de los elementos que conforman el diseño del componente codo.

Figura. 4.2

Vista explosionada del sistema diseñado como primera solución (componente codo).

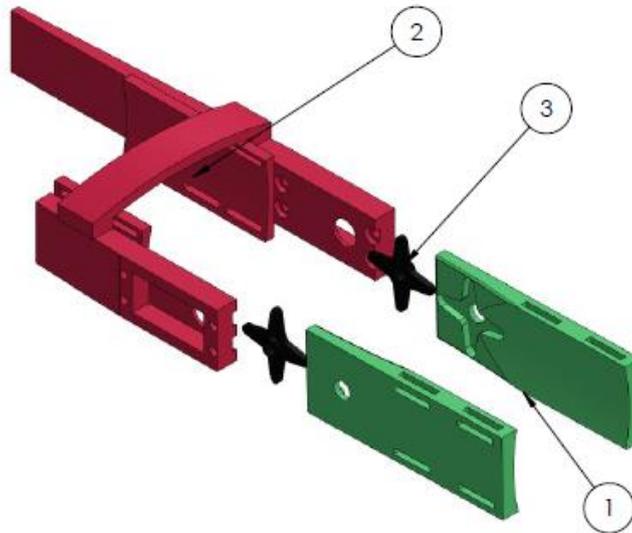


Tabla 4.2 *Lista de piezas del componente codo_alternativa de solución Nro. 1.*

| N.º de elemento | Nombre de pieza | Cantidad |
|-----------------|-------------------|----------|
| 1 | Antebrazo | 1 |
| 2 | Bíceps | 1 |
| 3 | Estrella de unión | 1 |

4.2.2 Segunda alternativa de solución

La estructura se encuentra diseñada en impresión 3D con material de PLA y consta 33 piezas interconectadas por tornillos de 3mm. En la Figura 4.3 y en la Figura 4.4 se observa la vista en explosión, del componente mano, de la segunda alternativa de solución.

En la Figura 4.3 y la Tabla 4.3 se observa el listado de partes que conforman el sistema diseñado de la mano.

Figura. 4.3

Vista explosionada del sistema diseñado como segunda solución (parte de la mano).

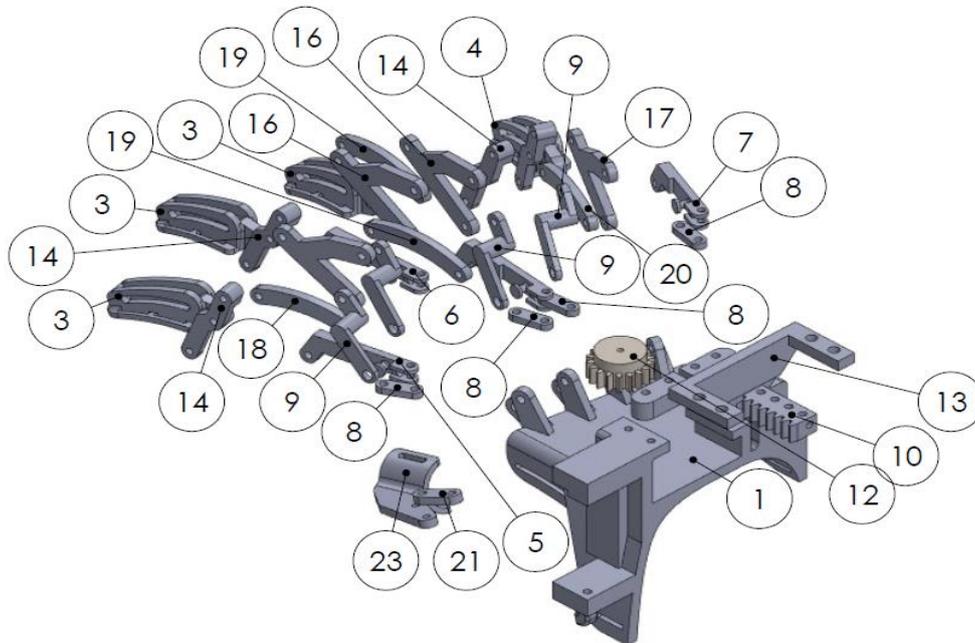


Tabla 4.3 *Lista de piezas del componente mano_alternativa de solución Nro. 2.*

| N.º de elemento | N.º de pieza | Cantidad |
|-----------------|-----------------------------------|----------|
| 1 | Palma | 1 |
| 2 | Servo_ Tower Pro MG995 | 2 |
| 3 | Dedo Cover | 3 |
| 4 | Dedo Cover Pinky | 1 |
| 5-6-7 | Eslabón de conexión V2 | 4 |
| 8 | Transmisión de movimiento 1 | 4 |
| 9 | Eslabón de movimiento 1 | 4 |
| 10 | Eslabón unión sup trans | 1 |
| 11 | Eslabón de unión transmisión mov. | 1 |
| 12 | Engranaje | 1 |

| | | |
|-------------|----------------------------|---|
| 13 | Pieza de eje | 1 |
| 14 | Versión 2 eslabón distal | 4 |
| 15-16-17 | Eslabón superior | 4 |
| 18-19-20-21 | Eslabón superior versión 2 | 4 |
| 19 | MG_gear2 | 1 |
| 21 | Eslabón superior versión 3 | 1 |
| 23 | Dedo | 1 |

En la Figura 4.4 y la Tabla 4.4 se observa el listado de partes que conforman el sistema diseñado de la mano.

Figura. 4.4

Vista explosionada del sistema diseñado como segunda solución (parte del codo).

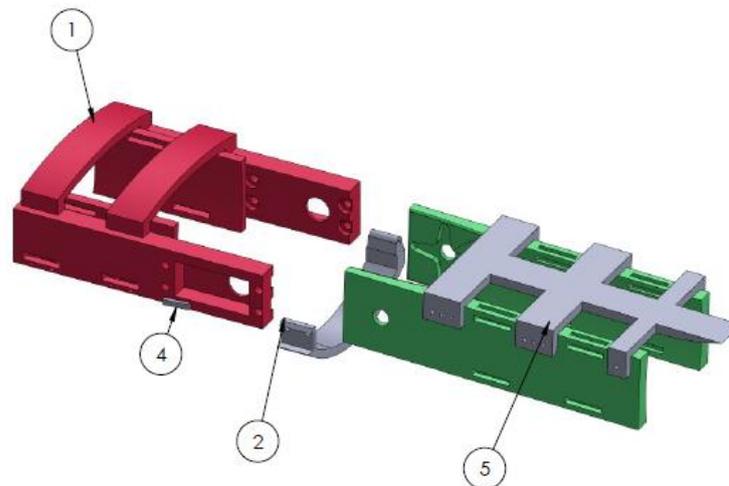


Tabla 4.4 *Listado de elementos que se observan en la Figura 4.4.*

| N.º de elemento | Nombre de pieza | Cantidad |
|-----------------|---------------------|----------|
| 1 | Bíceps | 1 |
| 2 | Seguro del Bíceps | 2 |
| 3 | Antebrazo | 1 |
| 4 | Pin de seguro | 2 |
| 5 | Apoyo del antebrazo | 1 |

4.3 Selección de la alternativa más adecuada

Para este proceso de selección de la alternativa más fiable, se toma en cuenta las especificaciones establecidas con anterioridad tomando las mejores características de las alternativas previas.

En la Tabla 4.5, se realiza la comparación entre las alternativas con el fin de presentar los aspectos más importantes y el porqué de la selección más conveniente.

Tabla 4.5 *Comparación de alternativas*

| Características | Primera alternativa | Segunda alternativa |
|------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Peso | Buena | Buena |
| Proceso de manufactura | Buena | Excelente |
| Estabilidad | Media | Buena |
| Ergonomía | Media | Excelente |
| Materiales | Buena 8 | Buena |
| Costo | Media | Buena |
| Movilidad | Media | Buena |
| Operación del equipo | Media | Buena |
| Repuestos | Bajo | Buena |

Con el análisis resultado de la tabla comparativo se escoge a la segunda alternativa como la más adecuada, debido a que cumple con las necesidades como el tamaño, el peso, su ergonomía, la buena extensión de los dedos de la mano, la extensión y flexión del codo, entre otras.

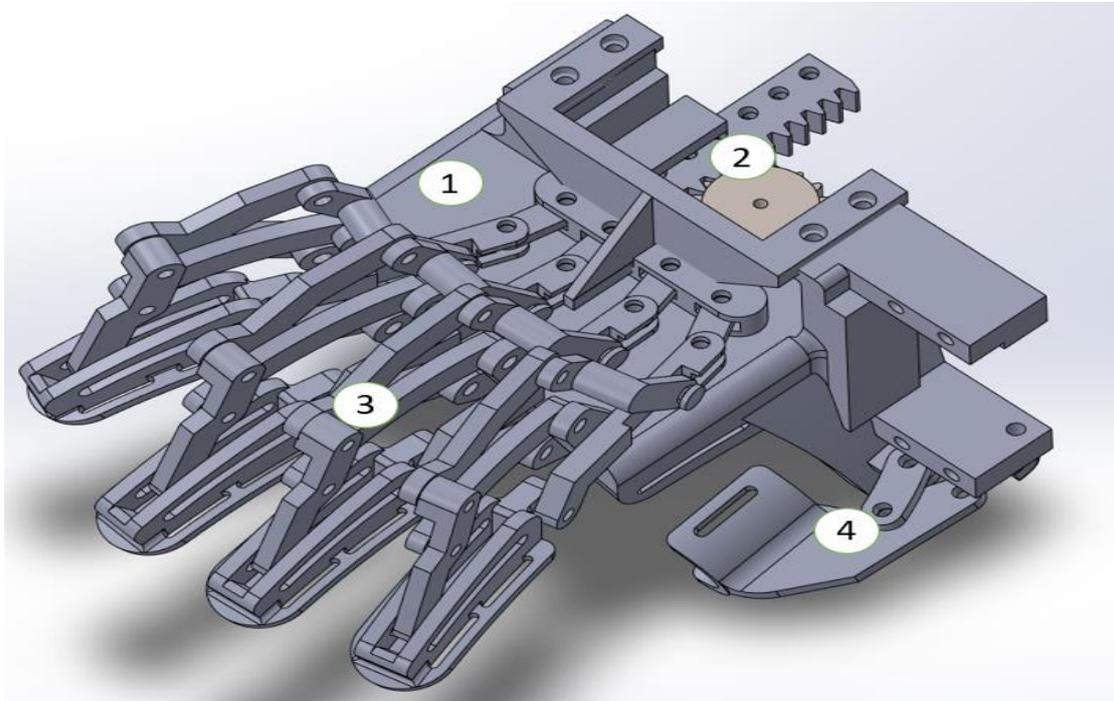
4.3.1 *Características del sistema diseñado parte de la palma.*

En esta sección se detalla las características principales y el funcionamiento que conforman al sistema diseñado seleccionado como mejor alternativa. En la Figura 4.5 se

muestra el diseño 3D de la mejor solución donde se muestra un ensamble de las partes que conforman la mano.

Figura. 4.5

Diseño 3D de la solución seleccionada (parte de la mano). 



Para entender de mejor manera el exoesqueleto diseñado se divide en cuatro segmentos como muestra la Figura 4.5. 1: Palma (sujeción de partes), 2: sistema de transmisión de movimiento, 3: sistema mecánico de los dedos (Índice, Medio, Anular, Meñique), 4: sistema mecánico del dedo pulgar.

Tabla 4.6 *Listado de partes de la Figura 4.5*

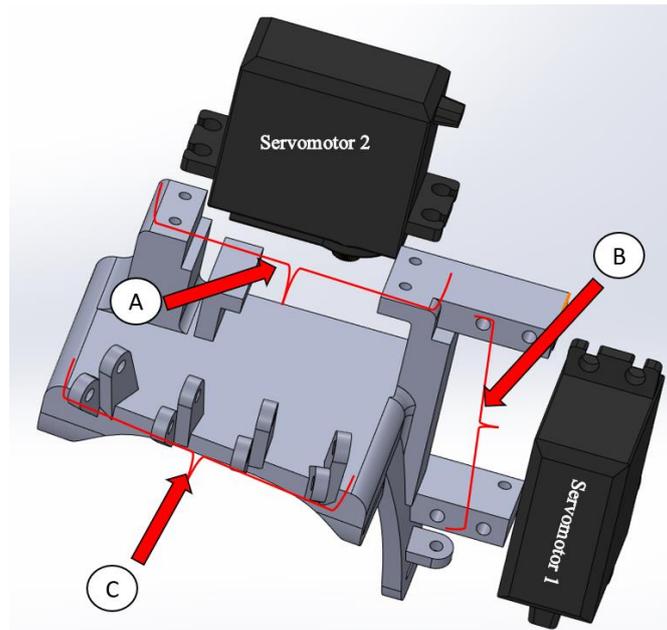
| Sección | Descripción |
|---------|---|
| 1 | Palma (sujeción de partes) |
| 2 | Sistema de transmisión |
| 3 | Sistema mecánico de los dedos (Índice, Medio, Anular, Meñique); |
| 4 | Sistema mecánico del dedo pulgar |

4.3.1.1 (1) Palma (sujeción de partes)

En este subsistema se considera la base del exoesqueleto, esta va montada sobre la mano de la niña, y une casi todos los componentes para su funcionamiento. En la Figura 4.6 se observa la distribución que tiene el subsistema.

Figura. 4.6

Distribución del subsistema 1: Palma.

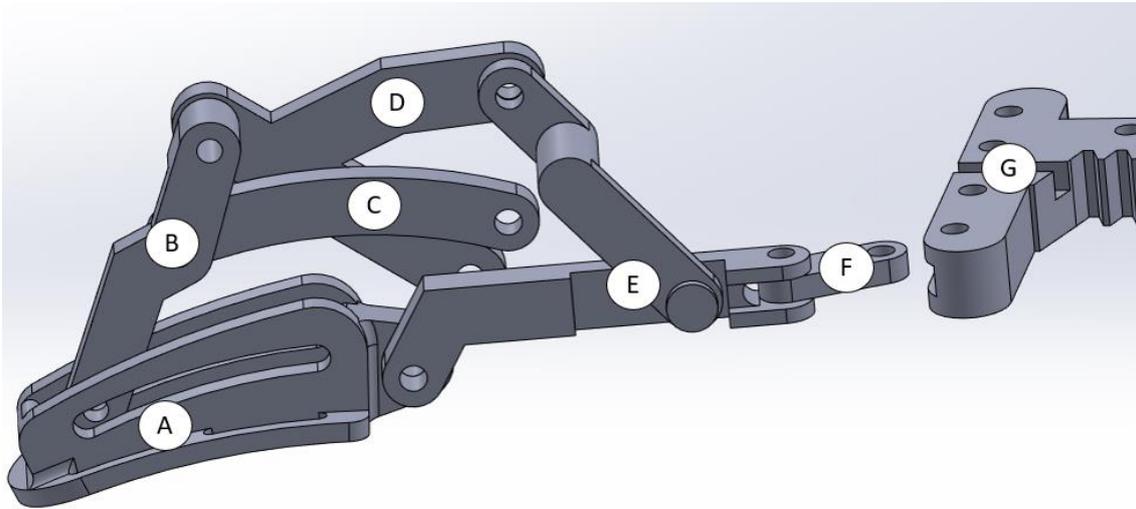


La palma se encuentra dividida en tres secciones A, B y C; comenzando por la sección A, se encuentra el asiento donde va montado el servomotor 2 que se encarga de transmitir el movimiento para que los dedos Índice, Medio, Anular, Meñique, puedan extenderse o flexionarse. La sección B contiene la base para colocar el servomotor 1, transmite el movimiento para que el dedo pulgar pueda realizar la extensión y flexión. La sección C está constituida por cuatro puntos de acople, donde se conectan con los eslabones del subsistema mecánico de los dedos, permiten extender y flexionar los dedos.

4.3.1.2 (2): Sistema de transmisión de movimiento.

El subsistema que muestra la Figura 4.7 se encuentra distribuido en secciones, entre ellas se tiene A, este es el engrane modificado que va conectado al servomotor y que será el conductor de movimiento para el funcionamiento de los dedos índice, medio, anular,

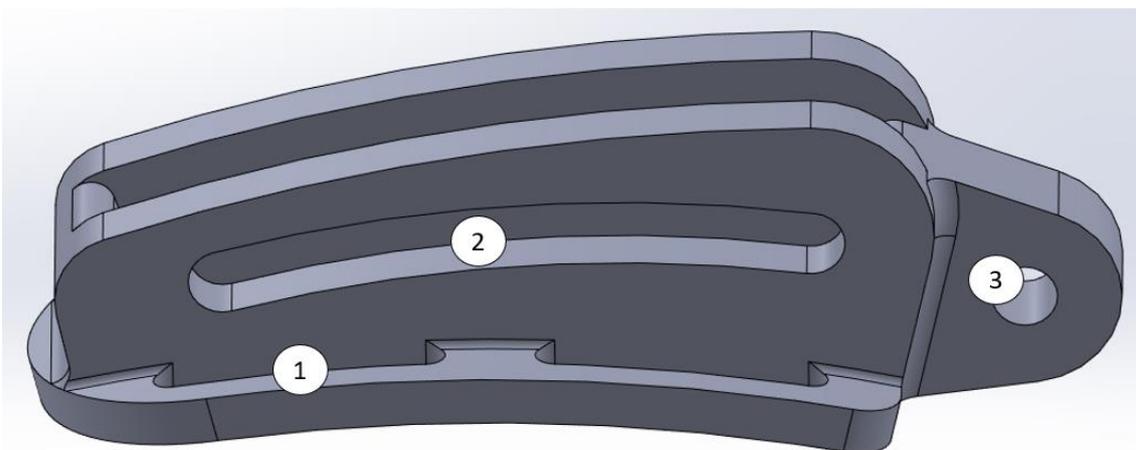
Figura. 4.8
Sistema mecánico de los dedos.



Para entender de mejor manera el sistema de transmisión de movimiento de los dedos, se describe cada una de las piezas que lo conforman, mostrando las características y su función.

A: Esta pieza (Figura 4.9), es la que sujeta el dedo entre los falanges medio y proximal, por medio de velcro que pasa por las ranuras (1), tiene una ranura pasante que sirve como guía (2) para la pieza B mostrada en la Figura 4.10, además de la conexión (3) para el eslabón E, como muestra la Figura 4.13.

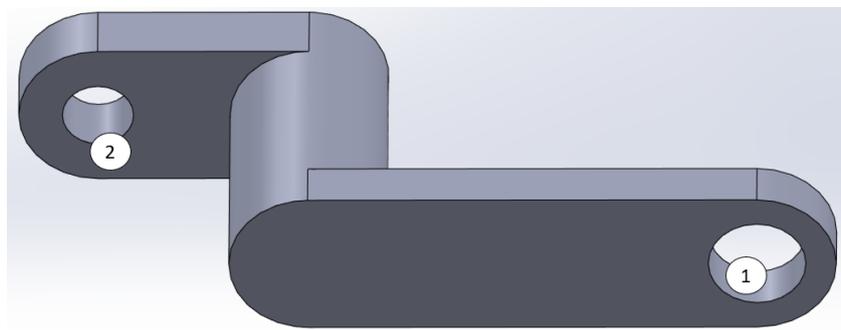
Figura. 4.9
Sujeción de los dedos.



B: En la Figura 4.10, se muestra como esta pieza permite empujar el dedo hacia delante o halar, para simular la extensión y flexión por medio del movimiento lineal que se transmite por todo el conjunto de piezas, esto con ayuda de la ranura guía (2) que tiene la pieza A de la Figura 4.9, ayudándose de un eje en el orificio (1), el orificio (2) es la conexión para la pieza D mostrada en la Figura 4.12.

Figura. 4.10

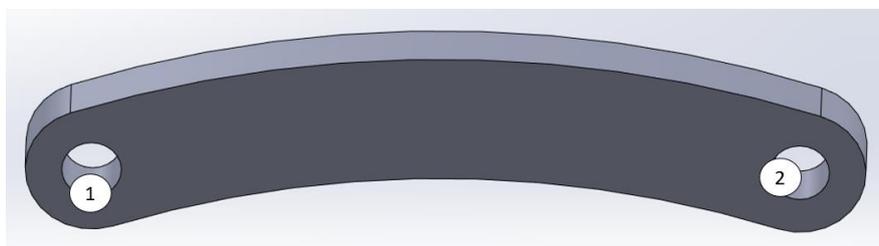
Eslabón en Z de unión.



C: La pieza C mostrada en la Figura 4.11, se conecta por medio de (1) directamente a la pieza B mostrada en la Figura 4.10, y es un apoyo para que el movimiento de B no sea alterado al momento de empujar y realizar la extensión, por el extremo (2) se conecta directamente a la parte C de la palma mostrada en la Figura 4.6.

Figura. 4.11

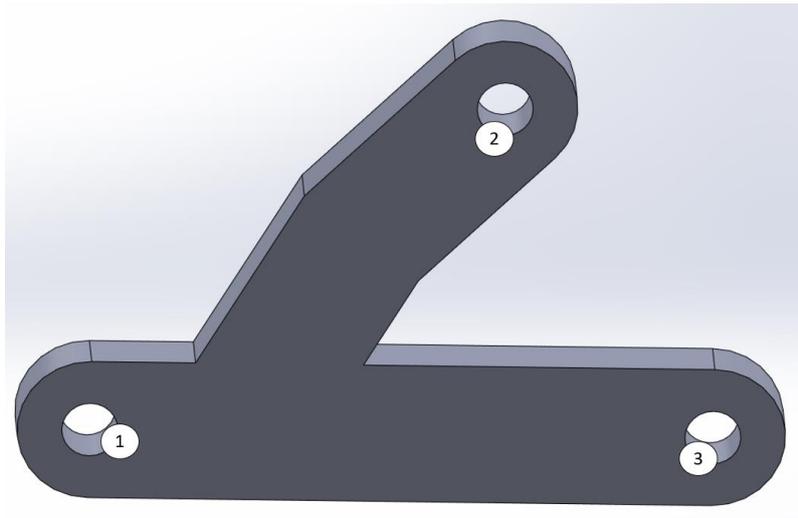
Eslabón curvo de unión.



D: La pieza de la Figura 4.12, se encuentra unida a B de la Figura 4.10, por medio de (1), y es el apoyo principal al momento de empujar la pieza A, apoyándola en la curvatura de la flexión, por la parte (2) se conecta al eslabón E de la Figura 4.13 y conecta directamente por (3) a la parte C de la palma mostrada en la Figura 4.6.

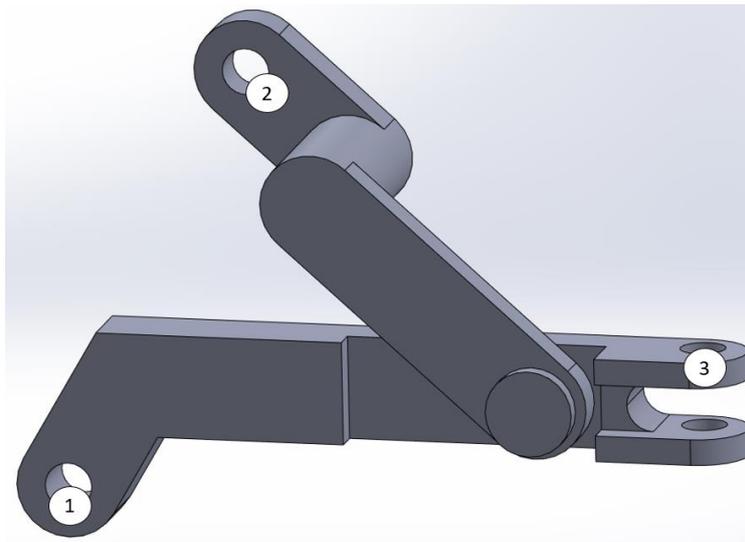
Figura. 4.12

Eslabón Y de unión.



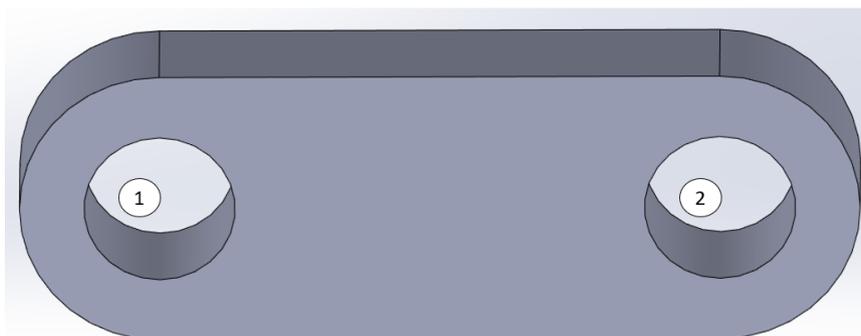
E: Es la unión de dos partes que forman la pieza principal que por la parte sujeta A de la Figura 4.9 y por el extremo (3) (ver Figura 4.13) se conecta con el sistema de transmisión de movimiento D de la Figura 4.7, mediante la unión F, y un eslabón que conecta con D (2) como guía y apoyo al momento de flexionar y extender.

Figura. 4.13
Conjunto de eslabones unión.



F: Es un eslabón de unión que por el lado (1) (ver Figura 4.14) conecta el sistema de transmisión de movimiento D mostrado en la Figura 4.7 y por el otro extremo (2) al sistema mecánico de los dedos de la Figura 4.8.

Figura. 4.14
Eslabón corto de unión.



4.3.2 Características del sistema diseñado parte del codo.

La Figura 4.15 mostrada a continuación, es el conjunto de piezas que conforman la parte del exoesqueleto de la parte del codo, se encuentra dividida las siguientes partes.

El soporte de bíceps (1), es la pieza que se coloca a la altura del bíceps y está sujeta los dos servomotores que serán los que transmitan el movimiento para flexionar y extender el codo; (2) consta de dos piezas que sujetan el antebrazo y están unidas a la pieza 1 por medio de los servomotores; (3) esta pieza une las partes (2) para que exista una mejor sincronización entre servomotores y no exista desigualdades al momento de activar el dispositivo; (4) es un seguro que sujeta el bíceps a la pieza (1) evitando que al momento de activarse el dispositivo el brazo se salga del exoesqueleto.

Figura. 4.15
Partes del exoesqueleto que va en el brazo

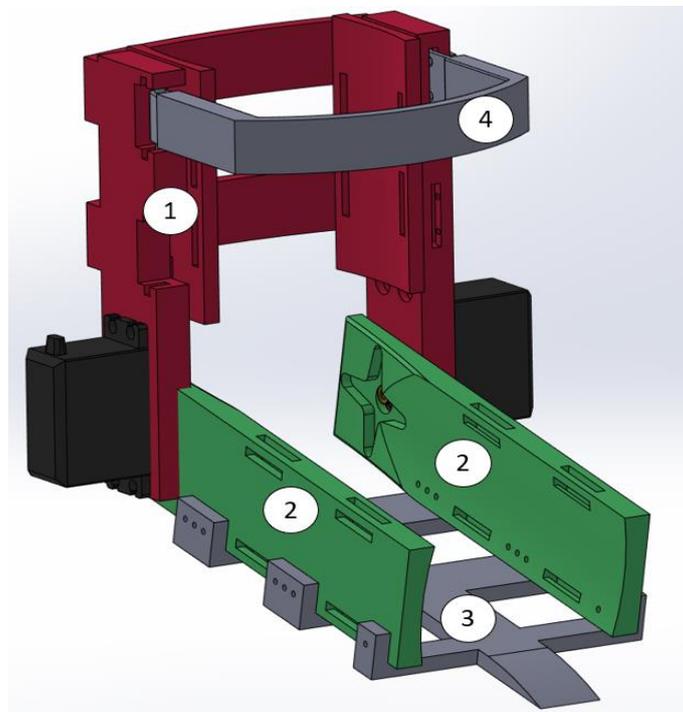


Tabla 4.7 *Listado de las partes del exoesqueleto que va en el brazo*

| Sección | Descripción |
|---------|--|
| 1 | Soporte de Bíceps |
| 2 | Soporte del antebrazo |
| 3 | Base de sujeción del soporte del antebrazo |
| 4 | Seguro del Bíceps |

4.4 Selección del material

Se seleccionó el PLA, Ácido Poliláctico, este es un poliéster alifático termoplástico que tiene como molécula precursora al ácido láctico, presentando similitud con el polietileno PS. Este nuevo compuesto es una gran sustitución del plástico convencional ya que es biodegradable, debido a su biodegradabilidad tiene numerosas aplicaciones, como la impresión 3D [34]. En la Tabla 4.8 se muestran las propiedades mecánicas y físicas del material seleccionado.

Tabla 4.8 *Propiedades mecánicas y físicas del PLA*

| Propiedad | Valores |
|-------------------------------------|----------------|
| Modulo elástico | 3000-4000 MPa |
| Resistencia a la tracción | 50-70 MPa |
| Alargamiento a la rotura | 2-5 % |
| Resistencia a la flexión | 100 MPa |
| Módulo de flexión | 4000-5000 MPa |
| Temperatura de transición vítrea Tg | 60-70° C |

4.5 Sistema de movimiento

En la actualidad existen diferentes tipos de sistemas de movimiento con característica únicas entre sí. Dado que hay diferentes tipos de sistemas de movimiento se enfoca un estudio en una Tabla de ventajas y desventajas entre los posibles sistemas que se pueden utilizar en el diseño de la mano, como se muestra en la Tabla 4.9.

Tabla 4.9 *Ventajas y desventajas de los sistemas de transmisión de movimiento.*

| MECANISMO | RUEDA FRICCIÓN | DE | SISTEMA POLEA | DE | PIÑÓN CREMALLERA | Y |
|--------------------|---|-----------|---|-----------|---|----------|
| | Bajo costo de adquisición | de | Medio costo de adquisición | de | Medio costo de adquisición | de |
| Ventajas | No representa un ruido alto | | Mínimo ruido | | Poco ruido | |
| | Implementación tiene dificultad | baja | Fácil implementación | | De fácil implementación | |
| | Fácil mantenimiento | | Fácil mantenimiento | | Fácil mantenimiento | |
| Desventajas | Vida útil baja | | Vida útil media | | Vida útil promedio | |
| | Rendimiento medio | | Bajo rendimiento | | Alto rendimiento | |
| | Poco comerciable para el tamaño que se necesita | | No es comerciable para el tamaño que se necesita | | Comerciable y fabricable para el tamaño que se necesita | |
| | Transmite movimiento que necesita | el que se | No transmite correctamente el movimiento que necesita | | Transmite correctamente el movimiento que se necesita | |
| | inestabilidad media en el movimiento | | Inestabilidad en el movimiento | | no tiene inestabilidad en el movimiento | |

4.6 Análisis de elementos del diseño 3D

El análisis estático se realiza tomando en cuenta las fuerzas aplicadas a los diferentes elementos del modelo 3D, con el propósito de obtener los esfuerzos de von mises, los desplazamientos máximos y mínimos que puede tener las piezas y los factores de seguridad a los que están adecuados.

En las Figuras 4.16 y 4.17, se muestra el sistema de cargas aplicadas a los sistemas del exoesqueleto de la parte del codo y de la mano, se simula fuerzas para realizar flexión ya que son los movimientos que provocan las cargas al ser movimientos involuntarios.

Figura. 4.16

Sistema de cargas de la parte del codo; F1 carga que ejerce la mano, F2 carga distribuida del peso del brazo transformada a carga puntual.

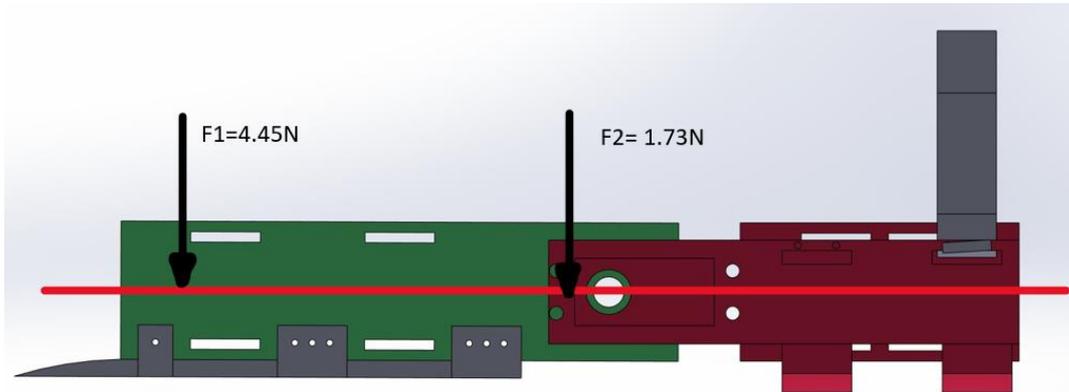
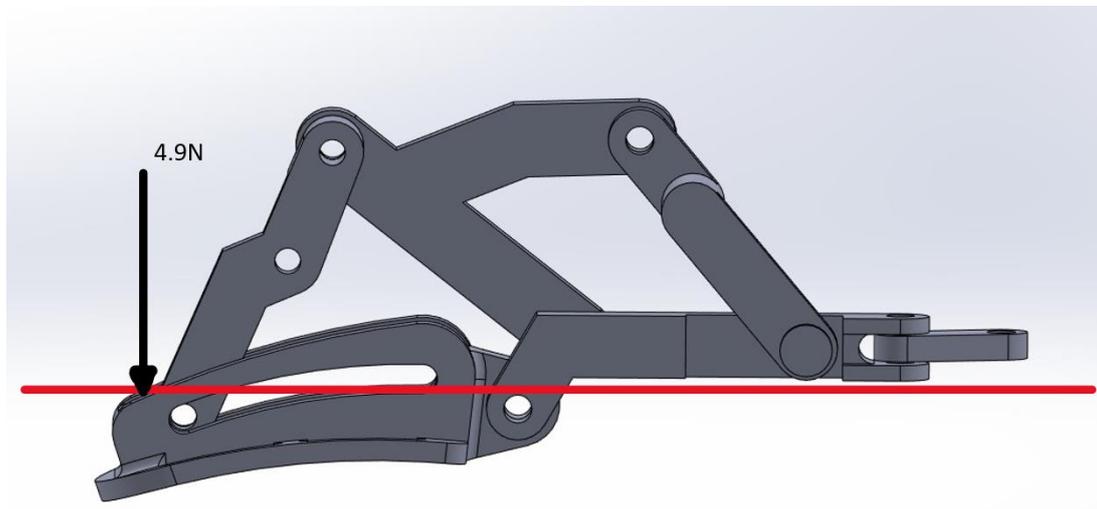


Figura. 4.17

Sistema de cargas de la parte de la mano; carga de 4,9N, fuerza que ejerce el dedo.



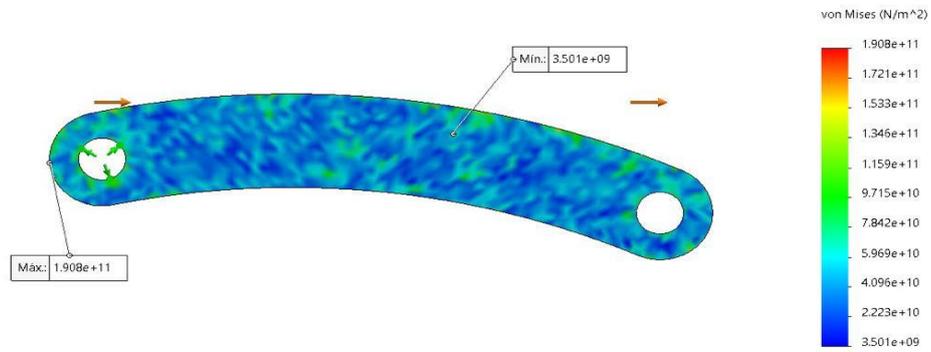
Se realiza el análisis estático de las piezas más importantes y las que podrían llegar a tener un fallo, se ejecutan 3 estudios: esfuerzo de von mises, desplazamiento máximo, y el factor de seguridad, estos permiten determinar los posibles fallos dependiendo del análisis realizado que puede tener cada pieza al someterse a los diferentes esfuerzos, además permite mantener un factor de seguridad seguro que evite problemas de fallos.

Con base al diseño y verificación de los movimientos que realiza el exoesqueleto se selecciona los elementos más importantes del sistema que consta de seis piezas principales que se encargan de transmitir el movimiento de flexión y extensión y son propensas a fallar.

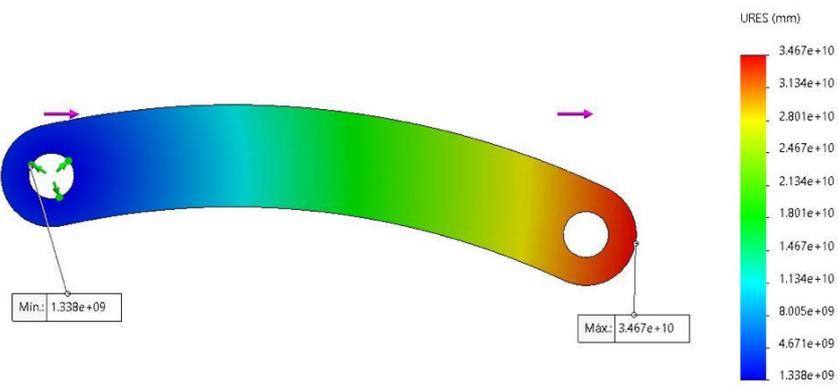
4.6.1 Análisis del eslabón curvo de unión

Figura. 4.18

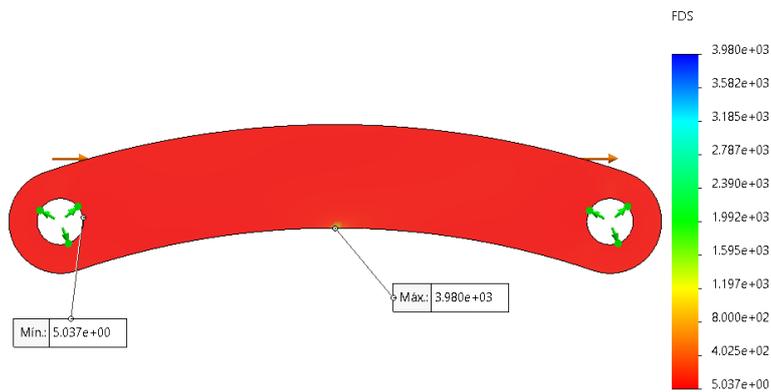
Análisis estático del eslabón curvo de unión ;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



(a)



(b)

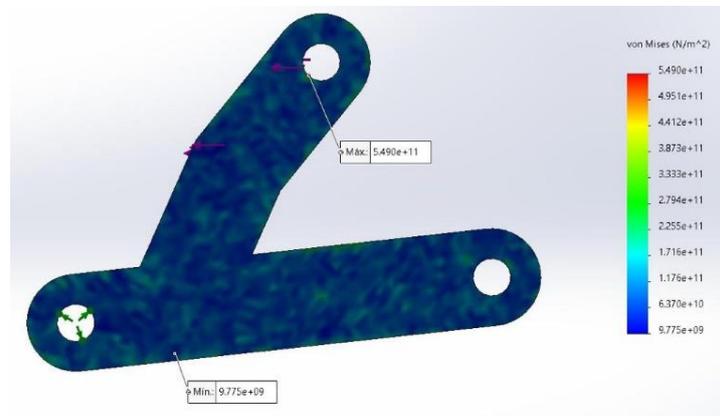


(c)

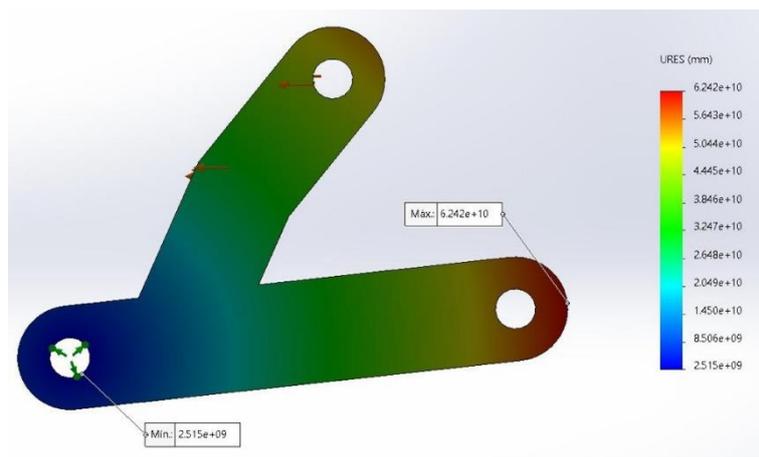
4.6.2 Análisis del eslabón superior de conexión en Y

Figura.4.19

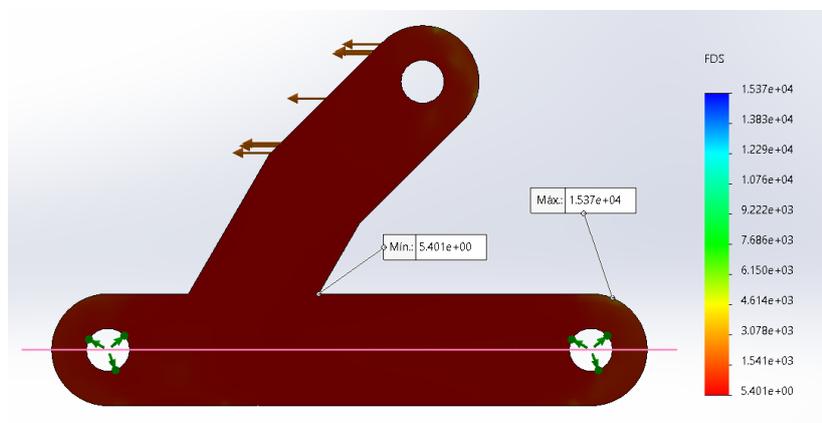
Análisis estático del eslabón de superior de conexión en Y; (a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



(a)



(b)

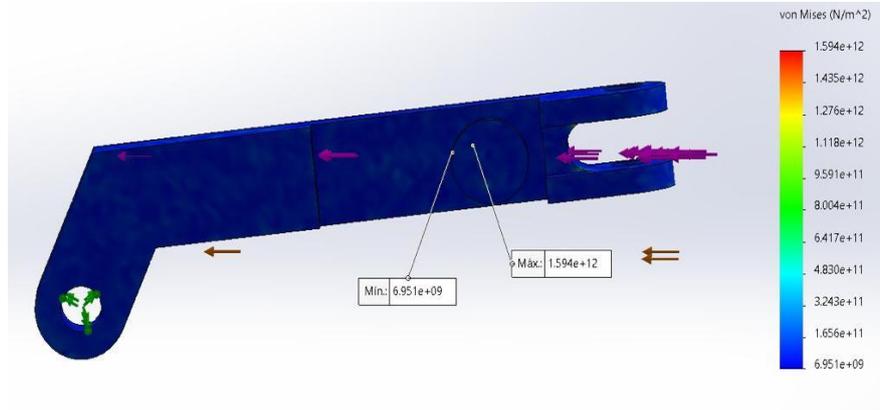


(c)

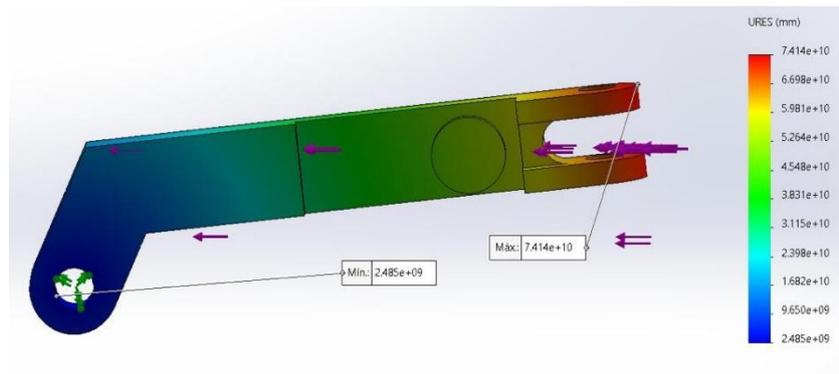
4.6.3 Análisis del eslabón de conexión.

Figura. 4.20

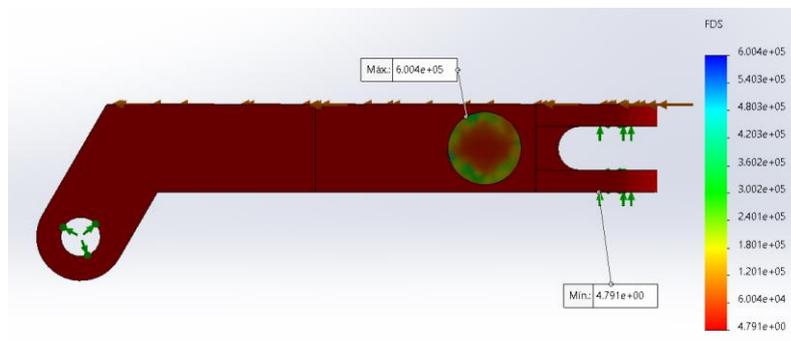
Análisis estático del eslabón de conexión; (a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



(a)



(b)

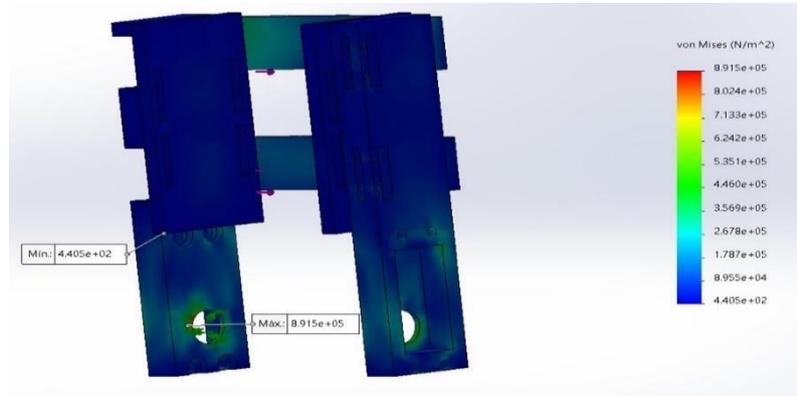


(c)

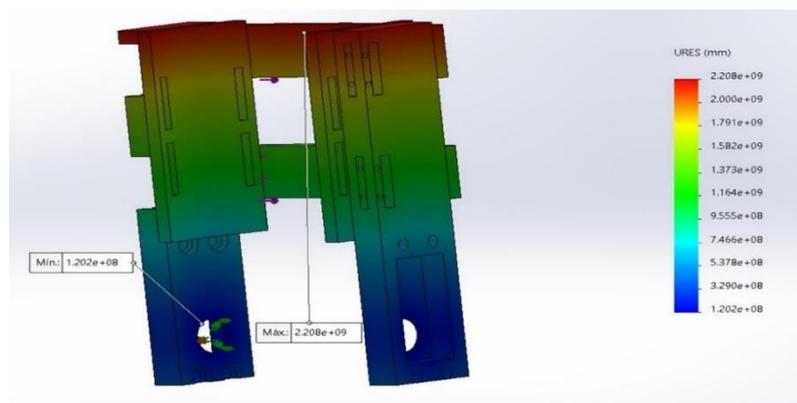
4.6.4 Análisis del soporte del bíceps

Figura. 4.21

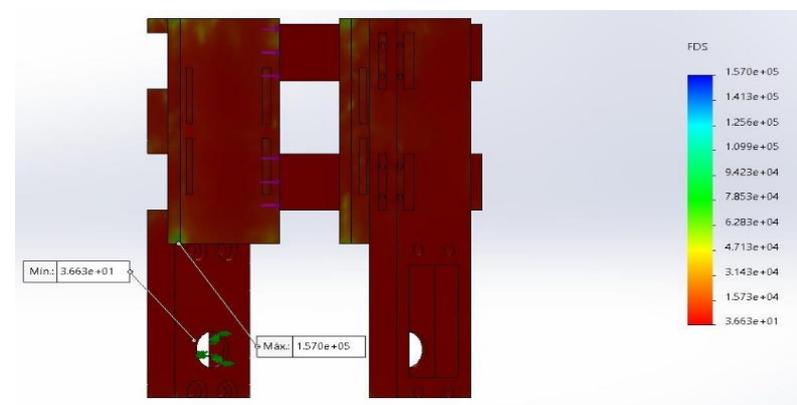
Análisis estático del soporte del bíceps ;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



(a)



(b)

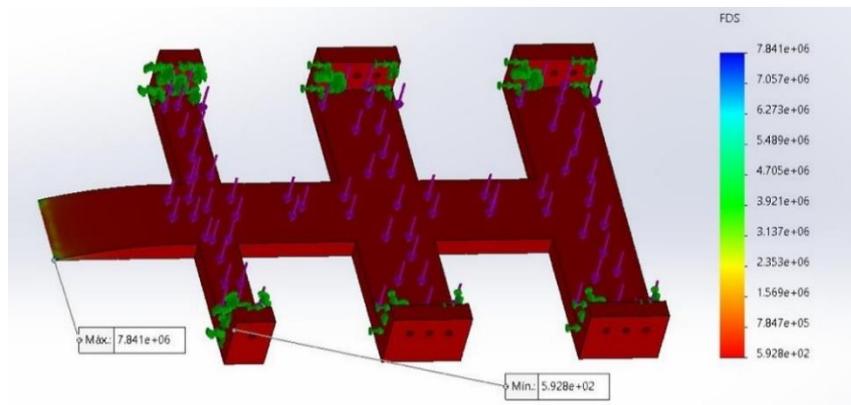
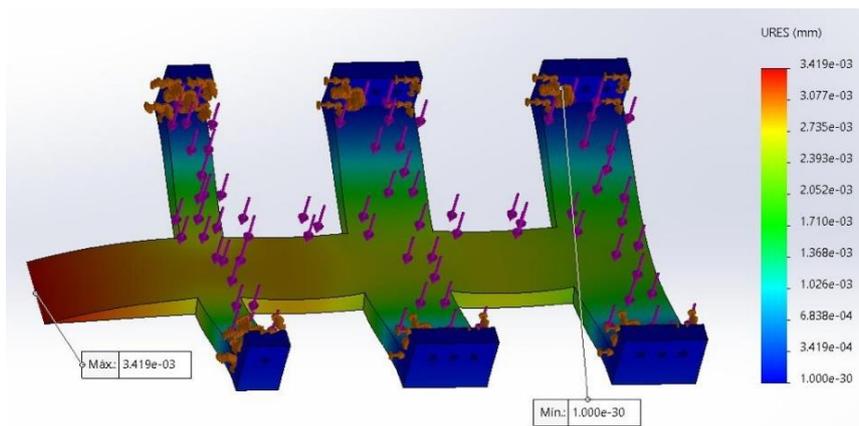
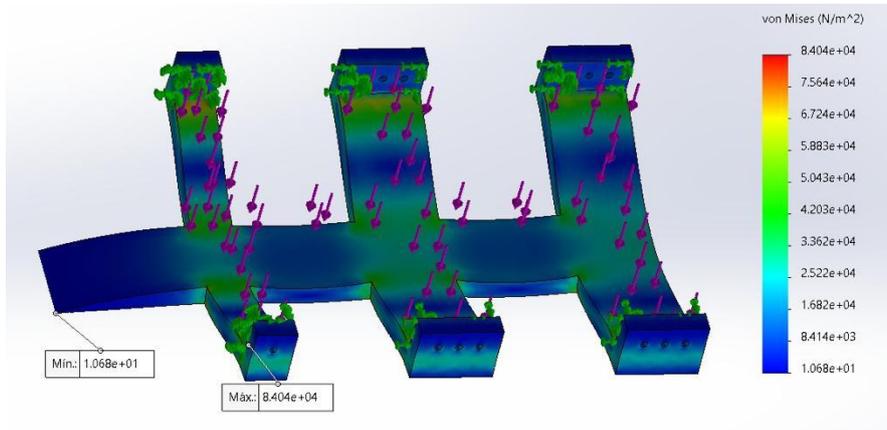


(c)

4.6.5 Análisis del soporte del antebrazo

Figura. 4.22

Análisis estático del soporte del antebrazo ;(a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.



4.6.6 Análisis de la sujeción de la mano

Figura. 4.23

Análisis estático de la sujeción de la mano; (a) esfuerzo de von mises, (b) desplazamiento máximo, (d) factor de seguridad.

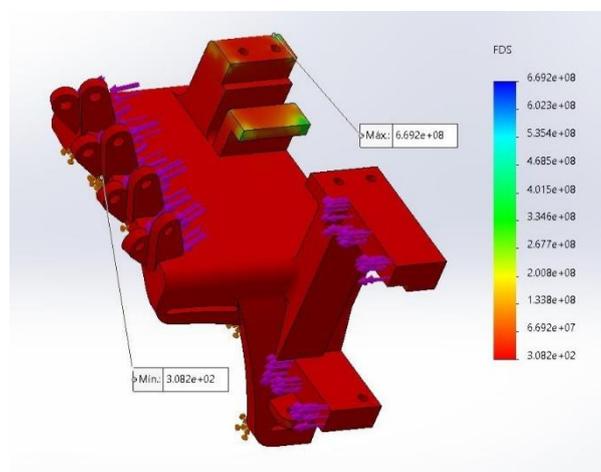
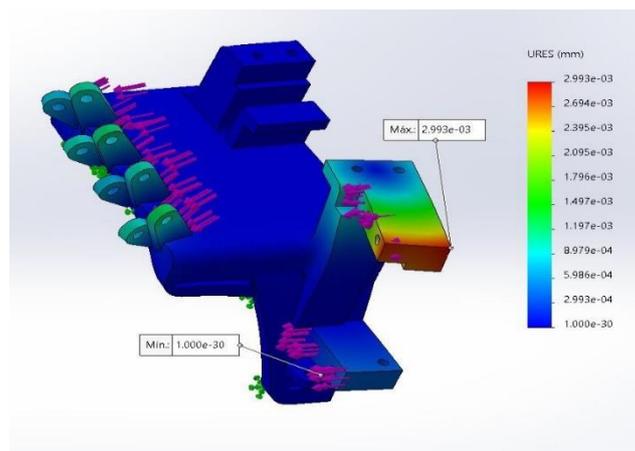
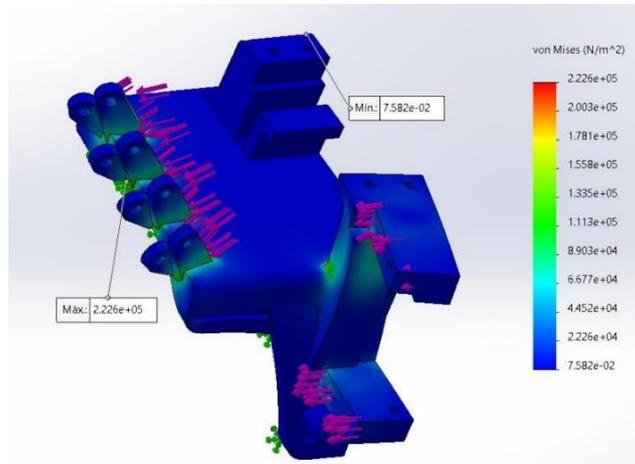


Tabla 4.10 Factor de seguridad

| PIEZA | Factor de seguridad |
|-----------------------------------|---------------------|
| Eslabón curvo de unión | 5,37 |
| Eslabón superior de conexión en Y | 5,4 |
| Eslabón de conexión | 4,79 |
| Soporte de bíceps | 3,66 |
| Soporte del antebrazo | 59 |
| Sujeción de la mano | 30 |

De acuerdo con los resultados del análisis estático presentados en las Figuras desde la 4.28 hasta 4.23, se puede concluir lo siguiente, todas las piezas en el análisis de Von Mises y el análisis de deformación, se encuentran dentro del rango, ya que el material presenta una resistencia a la tracción sobre los 3000MPa de acuerdo con las características del material, garantizando de esta manera la resistencia del dispositivo.

El factor de seguridad establecido por el análisis estático en computador cumple se encuentra dentro del rango necesario, al ser superior a 1, permitiendo así tener una resistencia y fuerza suficiente para realizar el trabajo para el que fue construido.

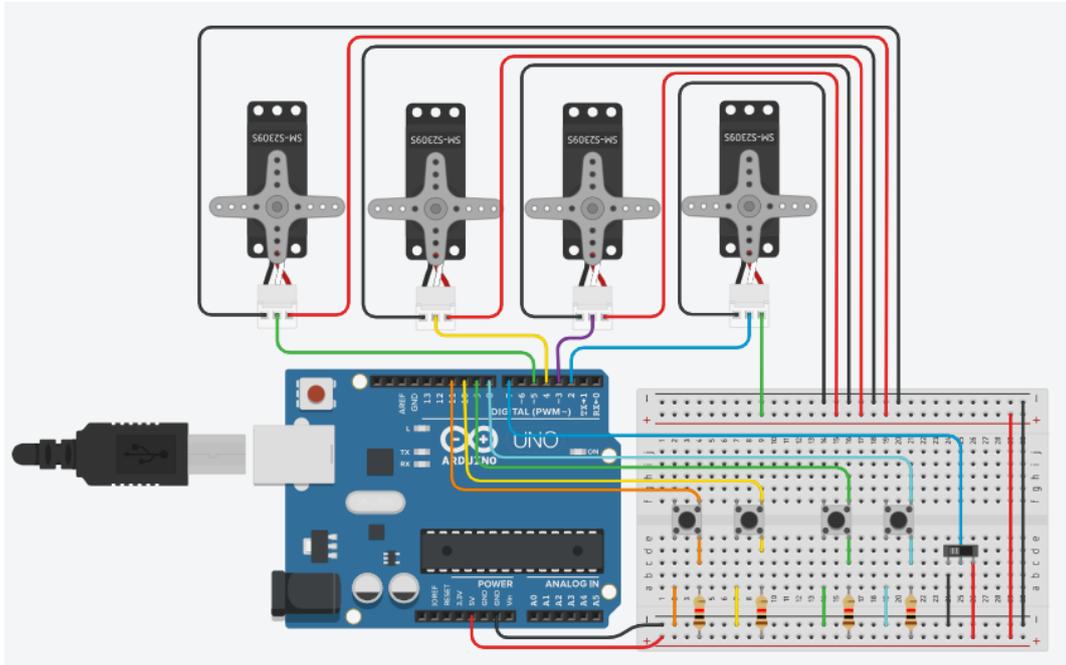
4.7 Diseño del sistema de control

El sistema de control se diseñó basándose en los ángulos de flexión y extensión tanto de la mano como del codo, además se toma en cuenta las repeticiones programadas que pueda realizar. Todo esto se encuentra conforme a la necesidad de la paciente ya que se encuentra específicamente diseñado con sus medidas.

El sistema de control parte del microcontrolador que en conforme conexión con los servomotores y pulsadores crean un control manual para poder realizar los movimientos

a comodidad del paciente. En la Figura 4.24 se muestra la conexión de los componentes electrónicos.

Figura. 4.24
Conexiones del sistema de control.

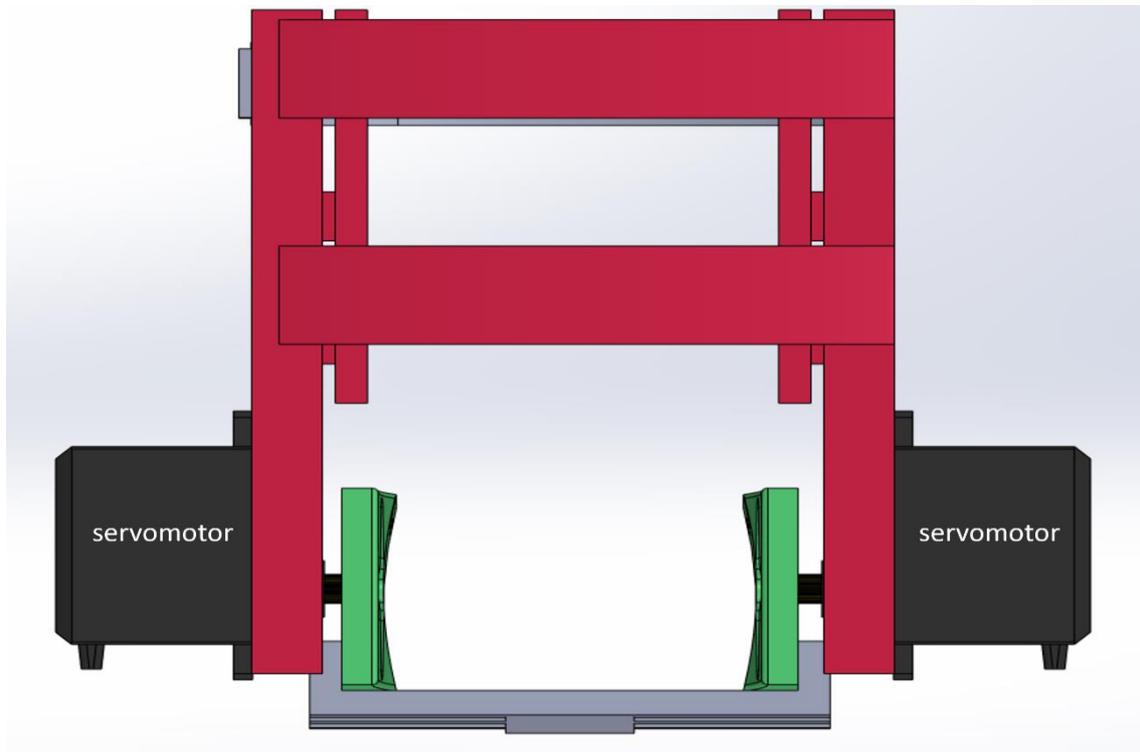


4.7.1 Codo

Este sistema consta de dos servomotores sincronizados que permiten simular el movimiento de flexión y extensión del brazo, estos servomotores se encuentran ubicados a la altura del codo posicionándolos en el centro de rotación de este. La base que sostiene los servomotores se ubica a la altura del musculo bíceps permitiéndole ser usado como parte fija para que la parte del antebrazo se contraiga hacia ella. El antebrazo tiene dos placas colocadas a los lados del antebrazo unidas por una base que permite que la mano tome caída y se mantenga recta con un ángulo que evite bloquear el movimiento de los dedos, y las placas se unen a los servomotores con tornillos. La Figura 4.25, muestra la posición de los servomotores de control.

Figura. 4.25

Posición de los servomotores de la parte del codo.



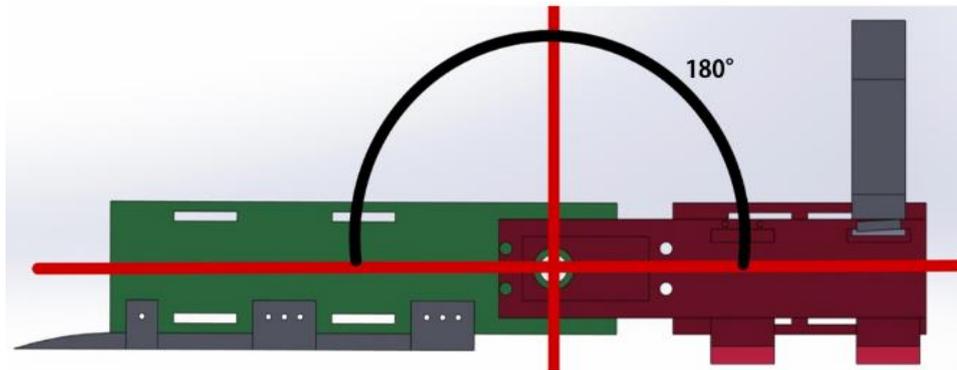
Para el codo se tienen dos movimientos, el de flexión y extensión, el movimiento está restringido por el ángulo máximo y mínimo como se muestra en la Tabla 4.11. En la Figura 4.26 se muestra los ángulos máximo y mínimo de los movimientos que realiza el dispositivo del codo.

Tabla 4.11 *Ángulos máximos y mínimos del dispositivo del codo.*

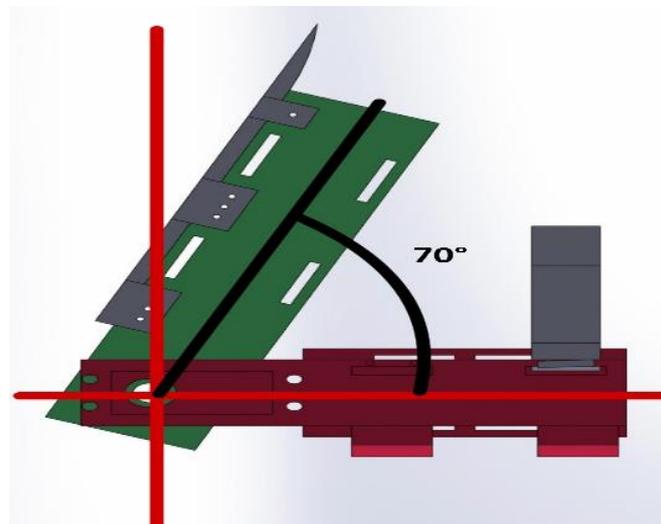
| VARIABLE | VALOR MÍNIMO | VALOR MÁXIMO |
|-------------------------------|--------------|--------------|
| Ángulo de flexión y extensión | 70 | 180 |
| Repeticiones | 1 | 15 |

Figura. 4.26

Ángulos máximos y mínimos del dispositivo del codo: a) ángulo máximo; b) ángulo mínimo.



a)



b)

4.7.2 Mano

El sistema consta de dos servomotores que se encargaran de flexionar y extender los dedos distribuidos de manera que un servomotor 1 controla el pulgar y el servomotor 2 controla los otros cuatro dedos (índice, anular, medio y meñique). El servomotor 2 está unido a un mecanismo de engrane cremallera que, junto con el de barras acoplado a los dedos, permite su flexión y extensión. El servomotor 1 consta de un sistema que permite extender el dedo meñique por medio de la contracción de un hilo que atraviesa una guía para mantener el dedo en una posición adecuada. En la Figura 4.27 se muestra la posición de los servomotores 1 y 2 en el ensamblaje.

La mano se encuentra dividida en dos sistemas de movimiento, el primero son los dedos pulgar, índice, medio y meñique, el segundo el dedo pulgar que son dos sistemas diferentes pero que al activarse se encuentran sincronizados de manera que cada uno tiene sus ángulos de funcionamiento. En la Tabla 4.12, se muestra los ángulos de funcionamiento de los dedos y en la Tabla 4.13, se muestra los ángulos de funcionamiento del dedo pulgar.

Figura. 4.27

Posición de los servomotores 1y2 de la parte de la mano.

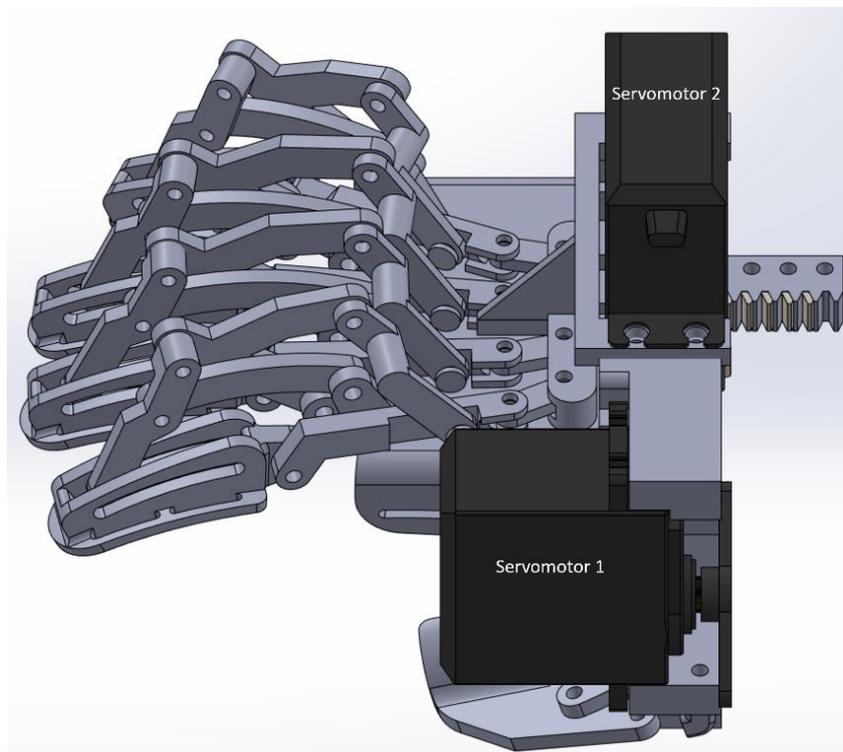


Tabla 4.12 *Ángulos máximos y mínimos del dispositivo de los dedos índice, anular, medio y meñique.*

| VARIABLE | VALOR MÍNIMO | VALOR MÁXIMO |
|-----------------------------|--------------|--------------|
| Ángulo de flexión extensión | 90 | 135 |
| Repeticiones | 1 | 15 |

Figura. 4.28
Valor máximo de 135°

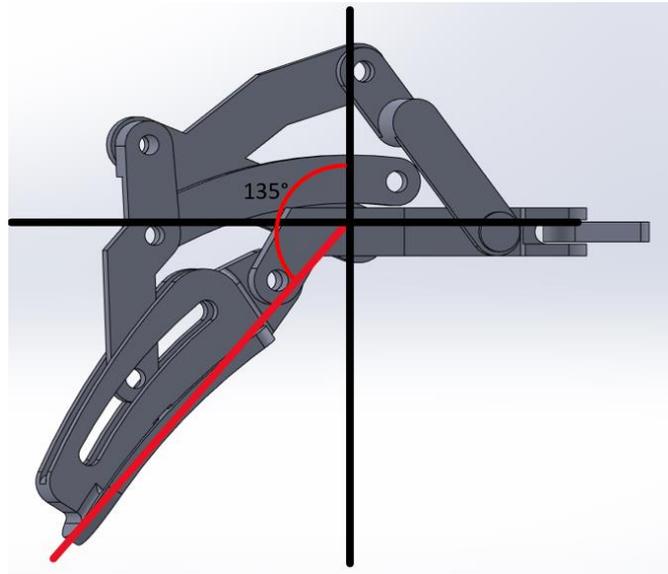


Figura. 4.29
Valor mínimo de 90°

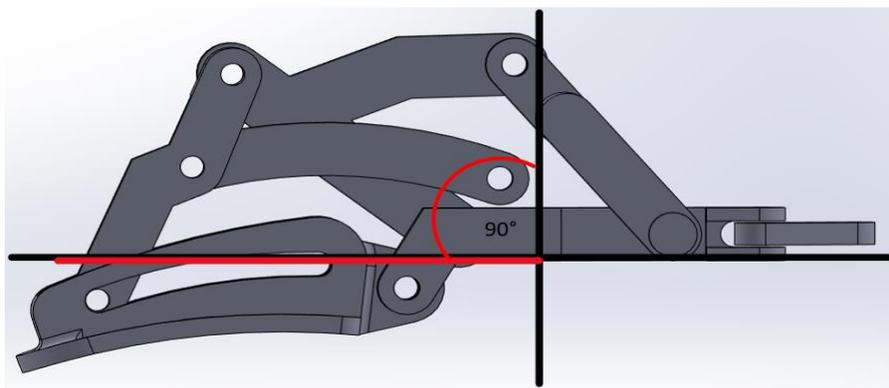


Tabla 4.13 *Ángulos máximos y mínimos del dispositivo del dedo pulgar.*

| VARIABLE | VALOR MÍNIMO | VALOR MÁXIMO |
|-----------------------------|--------------|--------------|
| Ángulo de flexión extensión | 85 | 125 |
| Repeticiones | 1 | 15 |

Figura. 4.30
Valor mínimo 85°

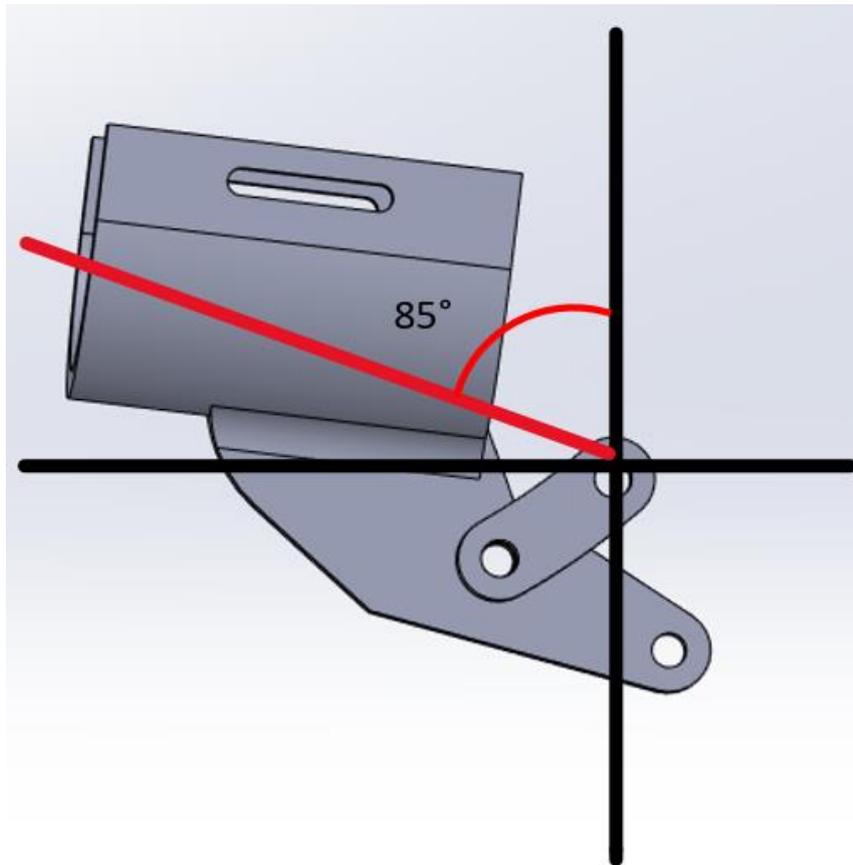
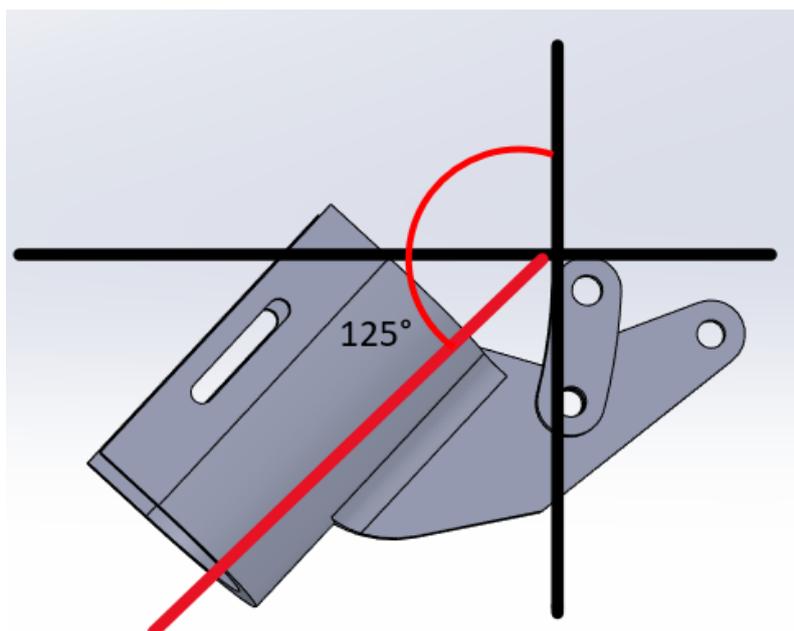


Figura. 4.31
Valor máximo 125°



4.7.3 Diagrama de bloques

Como muestra la Figura 4.32, se utiliza un diagrama de bloques para representar el funcionamiento del dispositivo de manera gráfica. El primer bloque pertenece a la posición inicial, refiriéndose al ángulo de posicionamiento inicial al que debe colocarse el dispositivo antes de ser utilizado. El control remoto, permite controlar la posición del dispositivo en forma manual para poder realizar la rehabilitación. El microcontrolador, lee los pulsos emitidos por los pulsadores y da la señal para los servomotores. La posición final, dependerá del control remoto ya que este controla los ángulos de posición.

El sistema de control consta de un control remoto, un microcontrolador y servomotores. Tener los componentes adecuados influye en el cumplimiento de los requisitos y restricciones previamente analizadas, específicamente en el peso y la adaptabilidad al paciente.

Figura. 4.32
Diagrama de bloques



4.7.4 Actuadores de giro

Los actuadores de giro eléctrico tienen una gran clasificación en los que se encuentran los motores paso a paso, motores de corriente directa, servomotores, estos transforman la energía eléctrica en mecánica. En la Tabla 4.14 se presenta el análisis de los actuadores de giro basándose en ventajas y desventajas.

Tabla 4.14 Comparación de los diferentes actuadores de giro.

| Tipo de actuador | Motor DC | Motor Paso a Paso | Servomotor |
|--------------------|--|-----------------------------------|-----------------------------------|
| VENTAJAS | Velocidad ajustable | Precisión alta | Alta precisión |
| | Torque alto, con ayuda de caja reductora | Bajo consumo de energía | Fácil utilización |
| | Bajo costo | Bajo costo de mantenimiento | Torque elevado |
| | Rápida respuesta | Bajo costo en mercado | Velocidades constantes |
| DESVENTAJAS | Trabaja a demasiada velocidad | Complejidad en controlar posición | Costo elevado de adquisición |
| | Complejidad para el sistema de control | Fallos de sincronización | Dificultad al calibrar |
| | Escases de cajas reductoras | Baja disponibilidad en el mercado | Posicionamiento limitado |
| | Recalentamiento del motor | Baja potencia | Baja disponibilidad en el mercado |
| | Baja vida útil | Deficiencia en voltajes bajos | Necesario de controlador |

4.7.4.1 Selección del actuador de giro

Se realiza un análisis comparativo entre las tres alternativas presentadas, servomotor, motor DC y motor paso a paso, se parametriza los parámetros más importantes dando valores del uno a cinco como muestra la Tabla 4.15 siendo asignados según la conveniencia.

Tabla 4.15 Puntuaciones de los parámetros de los actuadores de giro.

| Criterio | Motor DC | Motor paso a paso | Servomotor |
|------------------------------|-----------------|--------------------------|-------------------|
| Facilidad de control | 2 | 3 | 4 |
| Precisión de posicionamiento | 2 | 4 | 4 |
| Torque | 2 | 4 | 5 |
| Costo | 3 | 1 | 3 |
| Dimensiones | 3 | 2 | 4 |
| Control de variables | 3 | 3 | 4 |
| Total | 15 | 17 | 25 |

Se selecciona el servomotor como la mejor alternativa basándose en el análisis comparativo, es por el torque elevado que se puede conseguir, además de su facilidad de control al momento de buscar una posición específica por medio de ángulos que van de 0° a 180°, también se considera sus dimensiones pequeñas beneficiosas al momento de diseñar y aunque el precio es un poco elevado es considerable respecto a las demás características necesarias para la construcción y programación del exoesqueleto.

4.7.4.2 Especificaciones del servomotor.

Se selecciona el servomotor MG995 que cumple con los parámetros preestablecidos para el diseño del exoesqueleto. Es un servomotor de alto torque de hasta 11kgf.cm con alto rendimiento, tiene un tamaño estándar con engranes metálicos lo que les da mayor

resistencia a daños, compatible con la mayoría de los conectores y compatible con el microcontrolador Arduino. En la Figura 4.33, se muestra las dimensiones que tiene el servomotor MG995.

Figura. 4.33
Dimensiones servomotor MG995.

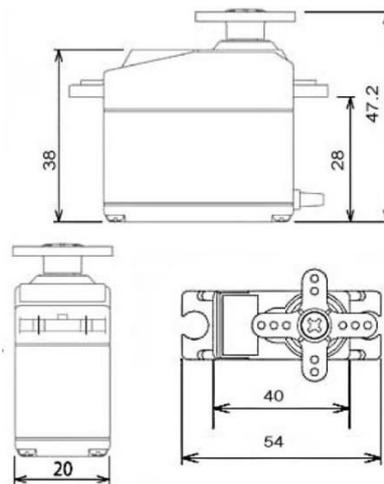


Tabla 4.16 Características del servomotor MG995.

| Características | Descripción |
|------------------------|---|
| Modelo | MG995 |
| Torque | 9,4 kgf.cm (4,8V), 11kgf.cm (6V) |
| Angulo de rotación | 180° aprox. |
| Peso | 55g |
| Velocidad de operación | 0,20 s/60° (4,8V), 0,16 s/60° (6V) |
| Voltaje de operación | 4,8V a 6,6V |
| Dimensiones | Largo 40,7 mm, ancho 19,7 mm, altura 42,9mm aprox |

4.7.4.3 Cálculos para selección de servomotor.

Datos

$$F1=11b =4.46N$$

$$F2=1.51b=6.66N$$

$$d=0.26m$$

$$d1=0.13m$$

$$d2=0.13m$$

$$T = F \cdot d$$

Ecuación 4.1

$$T = (1.7316 \times 0.13) + (4.45 \times 0.26)$$

$$T = 1.382Nm$$

El resultado muestra un torque de 1.382Nm que es lo que requiere el dispositivo, el torque del servomotor es de 1.079Nm el ideal para los diferentes puntos de movimiento del exoesqueleto por lo que se ocupa 2 para la parte del codo, uno individual para el movimiento del pulgar y otro para el movimiento de los dedos índice, anular, medio y meñique.

4.7.5 Arduino UNO

Como muestra la Figura 4.34 Arduino UNO es un microcontrolador que permite el control de los servomotores del sistema por medio de ángulos en este caso no requiere de un controlador de velocidad ni posición ya que los valores del programa son suficientes. Cuenta con las entradas y salidas necesarias para el control de todos los elementos involucrados en la parte electrónica.

Figura. 4.34

Microcontrolador Arduino UNO

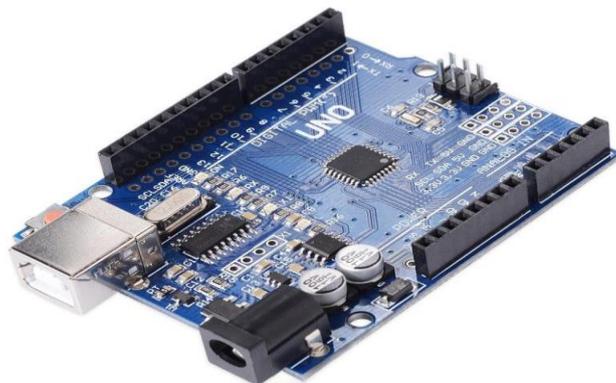


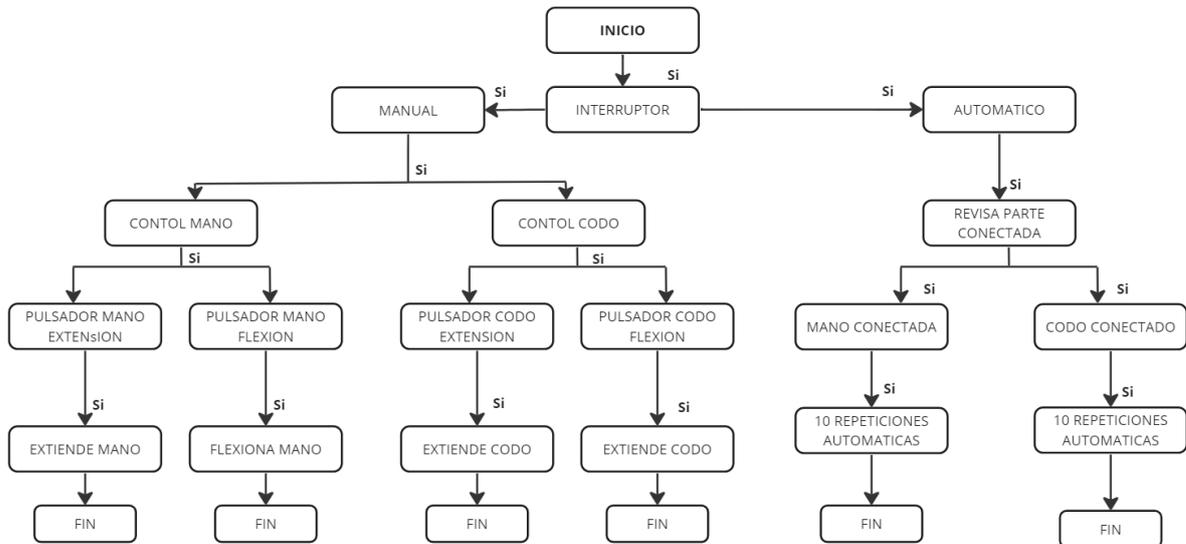
Tabla 4.17 Características del microcontrolador Arduino UNO [35]

| Características | Descripción |
|-----------------------------------|--------------------|
| Tensión de funcionamiento | 5V |
| Voltaje de entrada (recomendado) | 7-12V |
| Voltaje de entrada (limite) | 6-20V |
| Pines E/S Digitales | 14 |
| Pines E/S digitales PWM | 6 |
| Pines de entrada analógica | 6 |
| Corriente CC por pin de E/S | 20mA |
| Corriente CC para clavija de 3.3V | 50mA |
| Memoria flash | 32KB |
| SRAM | 2KB |
| EEPROM | 1KB |
| Velocidad de reloj | 16MHz |
| Led_Contruido | 13 |
| Peso | 25g |
| Longitud y ancho | 68,6mm X 53,4mm |

4.7.6 Programación del microcontrolador

La programación del microcontrolador se realiza por medio del software Arduino IDE, un entorno desarrollado para el manejo de las placas Arduino, su lenguaje está basado en C++, el código incluye diferentes librerías como parte imprescindible para el manejo y control de los servomotores. En la Figura 4.35 se muestra el flujograma con la secuencia lógica con las operaciones que debe realizar el control del exoesqueleto.

Figura. 4.35
Diagrama de flujo de programación.



Con ayuda del flujograma se comienza con la programación, se realiza en el programa Arduino IDE, en el Anexo 1 se muestra el programa de control utilizado para el exoesqueleto.

4.7.7 Diagrama de conexión

El circuito base para el control de los servomotores viene dado en el anexo 2, donde se muestra todos sus elementos como, la alimentación externa para el funcionamiento en conjunto del Arduino y los servomotores, las conexiones de los pulsadores directamente al Arduino tomando en cuenta los pines necesarios y correctos para el funcionamiento y específicamente el microcontrolador que es aquel que da los comandos para realizar las diferentes acciones.

4.8 Aspectos de la construcción

Para la construcción final del exoesqueleto se emplea diferentes procesos comenzando con el ensamblaje mecánico, dando unión a todas las piezas impresas en 3D, seguido se realiza el montaje de la parte electrónica, los servomotores a la parte mecánica y los componentes para el control en una caja extra para mayor comodidad.

Figura. 4.36

Caja de control Arduino.

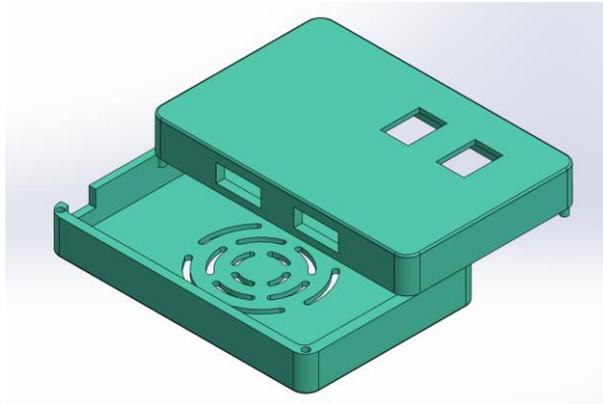
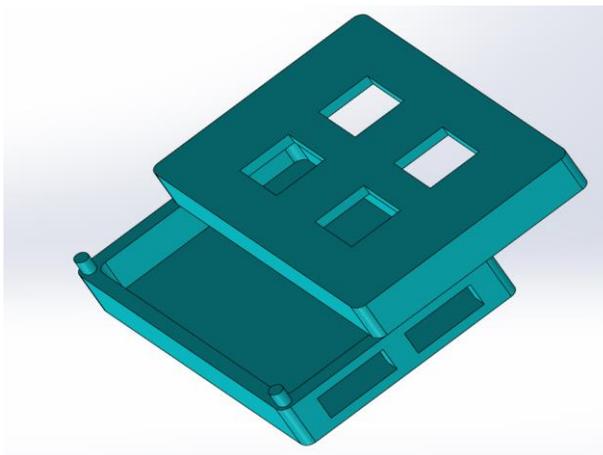


Figura. 4.37

Caja del control remoto.



4.9 Ensamblaje

El ensamblaje coordina en tres procesos divididos, primero la unión de todas las partes Impresas en 3D con ayuda de pernos y tuercas para realizar una sujeción que de libertad de movimiento entre los elementos y además que sea de fácil desarmado. segundo la parte del sistema de control que conforma todos elementos electrónicos que para mayor comodidad se encuentran ensambladas en una caja aparte. Y finalmente el ensamblaje en conjunto de la parte mecánica y electrónica para el funcionamiento correcto del exoesqueleto mostrado en la Figura 4.38.

Figura. 4.38
Ensamblaje del exoesqueleto



4.10 Pruebas de funcionamiento

De acuerdo con las especificaciones y requerimientos por parte de la fisioterapeuta se realizan pruebas de funcionamiento del exoesqueleto colocándolo en la paciente. Se parte de los movimientos previos al uso del dispositivo que tiene la paciente, y se comprueba el beneficio de la rehabilitación con el dispositivo. Se presentan mejoras significativas, sirve de guía para que el brazo y mano realice los movimientos de flexión y extensión correctamente.

4.10.1 Mano:

Los movimientos de la mano sin el dispositivo son muy irregulares, como se observa en la Figura 4.39, parte a), al momento de la extensión los dedos no se coordinan y extienden con irregularidad por lo que existe dificultad para el agarre de objetos y otras actividades.

Figura. 4.39

Movimientos de la mano; a) Extensión de la mano, b) Flexión de la mano



a)



b)

En la Figura 4.39, la parte b), se puede observar que al momento de flexionar los dedos no siguen el patrón normal sino se van deformando y abriendo entre si hasta llegar a una flexión incompleta.

Para empezar con la prueba se sigue el siguiente proceso; primero se conecta el dispositivo a la energía eléctrica, procedente se enciende y se coloca en posición inicial, se procede a colocar el exoesqueleto sobre la mano y se realiza el ajuste en la palma y en cada dedo con ayuda de los velcros que tiene para la sujeción, procedente se verifica que se encuentra ajustado y no causa molestias.

Se procede con el funcionamiento activando el dispositivo para realizar los movimientos de flexión y extensión durante 10 repeticiones. El uso del exoesqueleto mejora exponencialmente los movimientos de flexión y extensión. Como se puede observar en la Figura 4.40, por el lado de la palma al extender se ve una alineación entre los dedos, índice, anular, medio y meñique, esto permite mejorar al repetirse en rehabilitación, permite recuperar el movimiento de los dedos, pero de manera guiada y coordinada, esto implica una mejora muscular.

Figura. 4.40

Extensión de la mano con exoesqueleto.



En la Figura 4.41. se observa la extensión desde otra vista con el mecanismo flexionado permitiendo tener el movimiento más natural y evitando la separación entre dedos.

Figura. 4.41

Flexión de la mano con exoesqueleto



El dispositivo de la mano, el subsistema del dedo pulgar cumple con las especificaciones establecidas en los requerimientos al realizar los movimientos de flexión y extensión de manera natural.

4.10.2 Codo

El codo presenta un déficit de fuerza al momento de realizar la extensión por lo que queda incompleta la extensión, al momento de la flexión la realiza con normalidad, pero con movimientos irregulares. En la Figura 4.42, la parte a), se presenta la extensión incompleta que realiza la paciente, se puede observar cómo al momento de realizar la extensión el brazo tiende a adentrarse hacia el cuerpo.

Figura. 4.42

Movimiento del brazo; a) Extensión del brazo, b) flexión del brazo



a)



b)

En la Figura 4.42, la parte b), se muestra una irregularidad en el movimiento de flexión ya que los músculos se tensionan provocando la curvatura de la muñeca y que el brazo se adentre hacia el cuerpo.

Una vez el dispositivo se encuentre en la posición inicial se procede a colocar el exoesqueleto en el brazo teniendo en cuenta el punto de rotación del codo, se asegura el dispositivo al cuerpo por medio de velcros en el antebrazo y por medio de los seguros impresos en la parte del bíceps, se asegura que se encuentre ajustado y que no cause molestias al momento de activarse.

Se activa el dispositivo para realizar los movimientos de flexión y extensión, realizando una serie de 10 repeticiones. El exoesqueleto de la parte del brazo tiene como beneficio principal el corregir los movimientos de flexión y extensión para devolverles la naturalidad, por ende es considerada también una guía para los movimientos, como se muestra la Figura 4.43 se puede observar que al momento de realizar la extensión los músculos no se tensionan demasiado al seguir el movimiento natural del brazo, por lo que tiene un movimiento más fluido y llega a completar la extensión en inclinar el brazo hacia adentro del cuerpo.

Figura. 4.43

Extensión del brazo con exoesqueleto.



Cuando se realiza el movimiento de la flexión se puede observar en la Figura 4.44, que la muñeca no tiene tanta curvatura como cuando lo realiza sin el exoesqueleto, se encuentra un movimiento más natural gracias a que el movimiento de flexión es guiado por el exoesqueleto.

Figura. 4.44

Flexión del brazo con exoesqueleto



Con el uso del exoesqueleto se puede observar el apoyo que se consigue al momento de extender por completo el brazo, también sirviendo de guía para realizar la flexión y manteniendo movimientos más naturales al cuerpo humano.

El exoesqueleto tiene un peso de 850 g, es liviano permitiendo ser usado por la paciente sin problema y permitiéndole realizar los movimientos de flexión y extensión sin dificultad, además gracias al material seleccionado y al proceso de manufactura se tiene un precio total de 250 USD que en comparación con dispositivos comerciales existe una diferencia de hasta el 60%.

5 CAPÍTULO V

5.1 Manual de usuario

Para realizar la rehabilitación con el dispositivo, el paciente debe estar sentado y cerca de una mesa para poder asentar el brazo, además debe haber disponibilidad de un tomacorriente, el dispositivo puede ser usado por completo en todo el brazo o también de manera que use solo la mano o solo el codo.

Es controlado mediante el programa de control que tiene restricciones en los servomotores para evitar movimientos innecesarios y no causar lesiones.

1.- Se conecta el adaptador de alimentación eléctrica mostrado en la Figura 5.1, directamente a un tomacorriente.

Figura. 5.1

Adaptador de alimentación eléctrica del exoesqueleto.



2.- Previo a colocar el dispositivo en el brazo, primero debe encenderse desde el control principal como se observa en la figura 5.2, por medio del botón de encendido, para que se coloque en su posición inicial, de esta manera se evita lesiones o movimientos innecesarios.

Figura. 5.2

Control principal para encendido del exoesqueleto

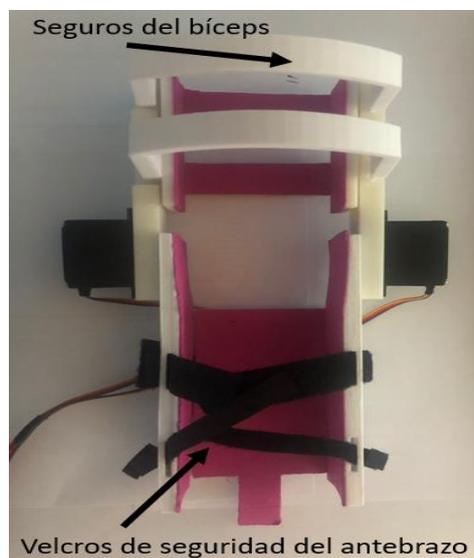


Se realiza la selección del modo de uso con el botón como muestra la Figura 5.2, puede funcionar en modo manual o en modo automático.

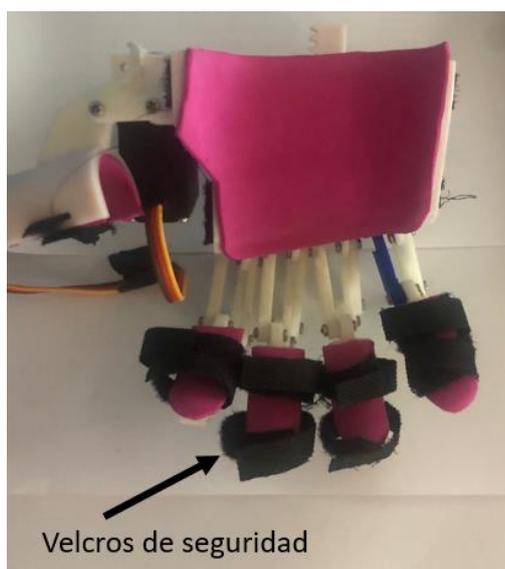
3.- Una vez iniciado se procede a colocar el exoesqueleto, en la parte del brazo se asegura el exoesqueleto al brazo, para el bíceps por medio de seguros impresos mostrado en la parte a) de la Figura 5.3, y velcros en la parte del antebrazo. En la mano se asegura con velcros como muestra la parte b) de la figura 5.3, verificar el ajuste para no causar alguna lesión.

Figura. 5.3

Seguros; a) implementos de seguridad de la parte del codo, b) implementos de seguridad de la parte de la mano



a)



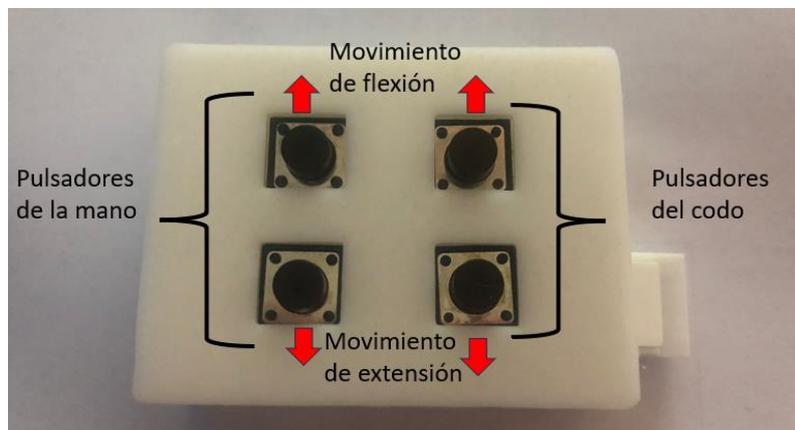
b)

4.-Opcionalmente se debe estar cerca de una mesa donde colocar el brazo para tener un mejor proceso de rehabilitación, además de servir de apoyo para descansar entre los intervalos de las repeticiones.

6.- Si se selecciona en modo manual se procede a accionar con los pulsadores para manejar los movimientos de flexión y extensión según requiera de las repeticiones necesarias. En la Figura 5.4 se muestra los pulsadores de control para el exoesqueleto.

Figura. 5.4

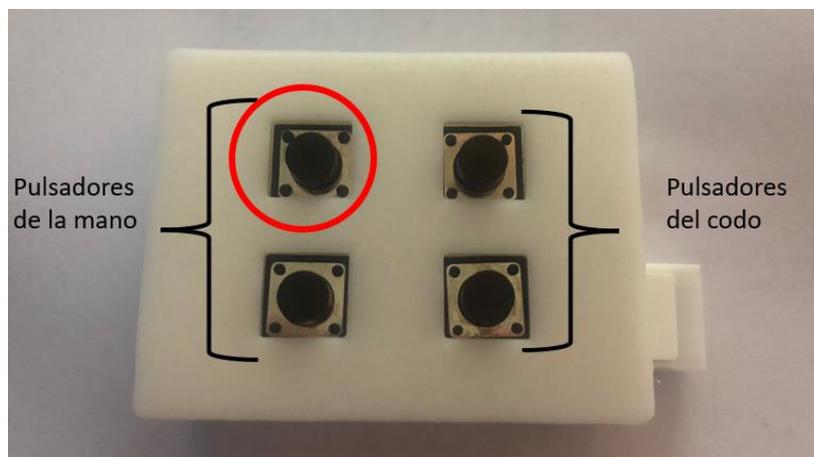
Identificación de los pulsadores de mando del exoesqueleto.



7.- Si se selecciona de forma automática, el dispositivo comienza a realizar 10 repeticiones cuando se oprime el pulsador mostrado en la Figura 5.5, si de sea realizar más repeticiones automáticas, volver a activar el modo automático.

Figura. 5.5

Pulsador para activar los movimientos en modo automático.



CONCLUSIONES

A partir de la evaluación de los aspectos relacionados con terapias físicas y de los dispositivos tecnológicos empleados en la rehabilitación de los músculos de las extremidades superiores en pacientes infantiles, se establecen las bases para el diseño del exoesqueleto dirigido a un paciente que recibe terapias en el centro de rehabilitación seleccionado. Se obtuvieron las medidas antropométricas del paciente, los movimientos y amplitud necesaria para las terapias de rehabilitación. El dispositivo sirve como guía para corregir de manera progresiva la flexión y extensión de la mano y el codo; permitiendo a futuro mover su extremidad sin ayuda de dispositivos.

Se diseña un exoesqueleto capaz de realizar los movimientos de flexión y extensión, tomando en cuenta las necesidades y requerimientos del paciente (dispositivo personalizado). Se indican las dimensiones del modelo partiendo de prueba y error, se establece las medidas finales y se representan cada una de las piezas que conforman el dispositivo de la mano y del brazo, por separado. Se arma la parte electrónica con los elementos necesarios para el control y transmisión de los movimientos. Se realizaron los ensamblajes verificando los puntos de acople y elementos de unión, para que los movimientos del exoesqueleto funcionen con normalidad al accionarse.

El control del exoesqueleto se lleva a cabo con un microcontrolador Arduino UNO que rige el funcionamiento de los servomotores MG995 de manera sincronizada. Está dividido en dos módulos, la mano que consta de dos servomotores sincronizados, pero con diferentes ángulos de funcionamiento y la parte del brazo que consta de igual manera con dos servomotores que efectúan el mismo movimiento con los mismos ángulos en sincronía.

Se construye un exoesqueleto para terapias de rehabilitación de la extremidad superior derecha. En este caso particular se diseñó para una paciente de 9 años que recibe terapias de rehabilitación. El modelo está conformado por dos componentes generales, enfocados a la mano y brazo derecho, que se adaptan al brazo de la paciente. Para la mayoría de los componentes se empleó construcción utilizando impresión 3D con PLA. En todos los casos se demuestra que dicho material resiste los esfuerzos aplicados.

En las pruebas realizadas con el exoesqueleto, se puede evidenciar que el exoesqueleto se adapta a los miembros de la paciente. Así mismo se llevan a cabo apropiadamente los movimientos de flexión y extensión. El exoesqueleto cumple su función de guía. Con su utilización se corrige la descoordinación y la rigidez de los músculos. El paciente controla el movimiento de apertura y cierre de la mano y el codo, de manera que mientras más repeticiones realiza el movimiento se vuelve más natural y similar a los movimientos originales del cuerpo sano.

Finalmente, es importante destacar que el precio del dispositivo construido es de 250 USD lo cual corresponde al 60% menos que los exoesqueletos comerciales con características similares.

RECOMENDACIONES

Es recomendable utilizar el dispositivo basándose en las instrucciones del manual de instrucciones para poder utilizar el dispositivo con seguridad y evitar posibles lesiones

Es importante conocer la condición del paciente, y para futuros trabajos se recomienda considerar las medidas antropométricas de los pacientes a los que va dirigido el dispositivo, así se pueden evitar lesiones o fracturas al hacer pruebas.

Se debe realizar una revisión de las conexiones entre eslabones y los puntos de acople que tiene el exoesqueleto esto permitirá prevenir una rotura o un mal movimiento que provoque lesiones; se debe guardar en un espacio donde no reciba golpes.

6 REFERENCIAS

- [1] P. Pòo Arguelles, «Paràlisis cerebral infantil,» 2008. [En línea]. Available: chrome-extension://efaidnbnmnnibpcajpcglclefindmkaj/viewer.html?pdfurl=https%3A%2F%2Fwww.aeped.es%2Fsites%2Fdefault%2Ffiles%2Fdocumentos%2F36-pci.pdf&clen=70183&chunk=true. [Último acceso: 07 01 2022].
- [2] M. J. Peláez Cantero, S. Gallego Gutiérrez, E. E. Moreno Medinilla, Cordón Martínez Ana, A. Madrid Rodriguez, E. Núñez Cuadros y J. M. Ramos Fernández, «Parálisis Cerebral en Pediatría: Problemas Asociados,» *Revista Ecuatoriana de Neurología*, vol. 30, nº 1, pp. 116-117, 2021.
- [3] «INEC, Instituto Nacional de Estadística y Censos,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.ecuadorencifras.gob.ec/nacidos-vivos-y-defunciones-fetales/>. [Último acceso: 08 Enero 2021].
- [4] Neural, «¿Que es la hemiparesia infantil?,» 17 Mayo 17. [En línea]. Available: <https://neural.es/la-hemiparesia-infantil/>. [Último acceso: 08 Enero 2021].
- [5] C. I. Espinoza Días, G. Amaguaya Maroto, M. Culqui Barrionuevo, J. Espinosa Moya , J. Silva Acosta, A. Angulo Procel, J. Rivera Pérez y C. Avilés Jaya, Prevalencia, factores de riesgo y características clínicas de la parálisis cerebral infantil, Cuenca: Universidad Católica de Cuenca , 2017.
- [6] K. Kleinsteuber Saa, M. d. I. Á. Avaria Benaprés y X. Vela Estrada, «Parálisis Cerebral,» *Revista Pediatría Electronica*, vol. 11, nº 2, pp. 59-60, 2014.
- [7] A. D. Becerra López, J. P. Flórez Suárez, D. O. Palencia Vergara, J. Orjuela García, E. A. López Pérez y L. M. Méndez Moreno, «ExPro: Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior,» *Revista Bistua Facultad de Ciencias Basicas*, vol. 17, nº 3, pp. 03-12, 2019.
- [8] Y. Shen, P. Walker Ferguson , J. Ma y J. Rosen , «istemas de exoesqueleto portátiles para extremidades superiores para rehabilitación : revisión de vanguardia y estudio de caso del EXO-UL8—Sistema de exoesqueleto de doble brazo,» *Tecnología usable en medicina y cuidado de la salud*, vol. 4, pp. 71-90, 2018.
- [9] M. Amiruddin Fikri, S. Che Abdullah y M. H. M. Ramli, «Exoesqueleto de brazo para la rehabilitación después de un accidente cerebrovascular mediante la predicción del algoritmo de aprendizaje,» *Procedia Informática*, vol. 42, pp. 357-364, 2014.
- [10] G. M. Cruz Martínez, A. H. Vilchis González, L. A. Zúñiga Avilés , J. C. Ávila Vilchis y A. L. Hernández Sánchez , «Diseño de exoesqueleto con base en cuatro casos de estudio de rehabilitación de miembro superior,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 39, nº 1, pp. 81-94, 2018.
- [11] M. Dezman, T. Asfour, A. Ude y A. Gams, «Diseño mecánico y modelado de fricción de un exoesqueleto de miembro superior accionado por cable,» *Mechanism and Machine Theory*, vol. 171, 2022.
- [12] D. Martinez Peon, E. Olguín Díaz, A. J. Muñoz Vázquez y P. Cruz Francisco, «Modelado y control de exoesqueleto para rehabilitación de muñeca y antebrazo,» *Biomedical Signal Processing and controlq*, vol. 70, nº 103022, 2021.
- [13] L. Broche Vázquez, M. Torres Quezada, D. Milanés Hermisilla , D. González Romero, R. Rodriguez Serrezuela y R. Sagaró Zamora, «Exoesqueleto robótico para la rehabilitación del miembro superior del paciente hemipléjico,» *Ingeniería Mecánica*, vol. 23, nº 3, 2020.

- [14] H. A. De Lima Briceño, Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior, Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2016.
- [15] M. E. García Navarro, M. Tacoronte, I. Sarduy, A. Abdo, R. Galvizú, A. Torres y E. Leal, «Influencia de la estimulación temprana en la parálisis cerebral,» *REV NEUROL*, vol. 8, nº 31, pp. 716-719, 2000.
- [16] S. Gómez López, V. H. Jaimes, C. M. Palencia Gutiérrez, M. Hernández y A. Guerrero, Parálisis Cerebral infantil, Caracas: Archivos Venezolanos de puericultura y pediatría , 2013.
- [17] C. I. Ezpinosa Diaz, G. Maroto Amaguaya, M. Culqui, J. Moya Espinosa, J. Acosta Silva, A. Angulo Oricel, J. Rivera Pérez y C. Aviles Jaya, Prevalencia, factores de riesgo y características clínicas de la parálisis cerebral infantil, Azuay-Ecuador: Universidad Católica de Cuenca.
- [18] Clínica NeuroNova, Parálisis cerebral infantil, El Salvador, 2017.
- [19] Neural, «¿Que es la hemiparesia infantil?,» 117 MAyo 17. [En línea]. Available: <https://neural.es/la-hemiparesia-infantil/>. [Último acceso: 08 Enero 2021].
- [20] A. B. Martín, Tratamiento fisioterápico mediante el concepto Bobath de un caso de hemiparesia por parálisis cerebral infantil, Universidad Zaragoza, 2013.
- [21] A. I. Kapandji, Fisiología articular, Madrid: Editions Maloine, 2006.
- [22] . A. Paniagua González , J. Díaz Heredia, M. S. Moros , J. L. Ávila lafuente, M. García Navlet y I. M. Ruiz , «Anatomía del codo para el cirujano artroscopista,» *Revista española de artroscopia y cirugía articular*, vol. 25, nº 63, p. 92, 2018.
- [23] J. Lieberman, AAOS Comprehensive Orthopaedic Review, Estados Unidos: Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos, 2009.
- [24] M. Dufour y S. Del Valle , Los músculos anatomía clínica de las extremidades, Baorcelona: Editions Maloine, 2017.
- [25] R. Horcajada González, Anatomía morfológica aplicada, Universidad Complutense de Madrid.
- [26] K. Won Chung, H. M. Chung y N. L. Halliday , Anatomía, Barcelona-España: Copyright de la edición en español © 2016 Wolters Kluwer, 2016.
- [27] C. E. Medina Gonzalez, M. Benet Rodríguez y F. M. Martínez, «El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio,» *Medsur*, vol. 14, nº 4, pp. 433-435, 2016.
- [28] E. Valero Cabello, Antropometría, España: Instituto nacional de seguridad e higiene en el trabajo.
- [29] T. Angulo Carrere, A. Álvarez Méndez y Y. Fuentes Peñaranda, Biomecánica de la extremidad superior exploración del codo, Madrid: Universidad Complutense de Madrid, 2011.
- [30] E. Vargas Curi , Tratamiento fisioterapéutico en parálisis cerebral de tipo diplejia espástica, Lima-Perù: Universidad Inca Garcilaso de la Vega, 2018.

- [31] A. A. Pu Sacbajà de Pèrez. Beneficios de la facilitación neuromuscular propioceptiva en el mejoramiento de la resistencia aeróbica, previo a la travesía a nado en el lago de atitlán, Quetzaltenango: Universidad Rafael Landívar, 2012.
- [32] Efectos de la facilitación neuromuscular propioceptiva con la técnica contracción-relajación en hidroterapia para disminuir dolor y aumentar rango articular en pacientes con fracturas consolidadas de tobillo y pie, Quetzaltenango: Universidad Rafael Landívar, 2017.
- [33] C. B. Quilca Esparza, Interviewee, *Especificaciones del sistema a diseñar*. [Entrevista]. 24 11 2022.
- [34] J. Rampérez Barraón, El ácido poliláctico (PLA): Un material innovador en la actualidad, Almerienses: Universitas Almerienses, 2021, pp. 8-9-10.
- [35] Arduino.CC, «Arduino Store,» [En línea]. Available: https://store.arduino.cc/products/arduino-uno-rev3?_gl=1*12nj644*_ga*MTE4NDEzNTc4NC4xNjg3NDAwMTYy*_ga_NEXN8H46L5*MTY4NzQwMDE2Mi4xLjEuMTY4NzQwMDE5Ny4wLjAuMA... [Último acceso: 20 06 2023].

7 ANEXOS

ANEXO 1

```
#include <Servo.h>

Servo mi_servo; //mano
Servo mi_servo1; //dedo
Servo mi_servo2; //codo derecho
Servo mi_servo3; //codo izquierdo

////////////////// DATOS DE LA MANO ////////////////////
//-----parte de la mano-----/
int grados = 50; // Inicializa en la posición 90°
int suma=8; // Boton para sumar angulo
int resta=9; // Boton para restar angulo
//-----parte del dedo -----////
int grados1 = 125; // Inicializa en la posición 90°
//int suma1=10; // Boton para sumar angulo
//int resta1=11; // Boton para restar angulo
//////////////////PARTE DEL CODO ////////////////////
//-----parte del codo derecho -----////
int grados2 = 125; // Inicializa en la posición 90°
//int suma1=12; // Boton para sumar angulo
//int resta1=13; // Boton para restar angulo
// para la parte del codo los dos pueden compartir una sola declaracion de grados
//porque el movimiento de los dos es sincronizado.

//-----parte del codo izquierdo -----////
int grados3 = 125; // Inicializa en la posición 90°
//int suma1=10; // Boton para sumar angulo
//int resta1=11; // Boton para restar angulo

void setup() {
//DECLARACIONES DE PINES DE LA MANO//////////////////
//----- parte mano -----/
mi_servo.attach(2,750,1800); // ConFigura el Servo, recuerden que en mi caso 750ms
= 0° y 1800 ms = 180°
pinMode(suma, INPUT); // ConFiguras pines de entrada
```

```

pinMode(resta, INPUT);
mi_servo.write(grados); // Muevo el motor hasta 90°
//-----parte del dedo -----////
mi_servo1.attach(3,750,1800); // ConFigura el Servo
pinMode (suma, INPUT); //conFiguración de pines de entradas
pinMode (resta, INPUT);
mi_servo1.write(grados1); // Muevo el motor hasta 90°

/////////////////////////////////DECLARACIONES DEL CODO //////////////////////////////////
//-----parte del codo derecho -----////

pinMode (suma, INPUT); // ConFigurar pines de entrada
pinMode (resta, INPUT);
mi_servo. Write (grados2); // Muevo el motor hasta 90°

//-----parte del dedo -----////
//-----parte del codo izquierdo -----////

pinMode(suma, INPUT); // pines de entrada
pinMode(resta, INPUT);
mi_servo1.write(grados3); // Muevo el motor hasta 90°
}

void loop() {

/////////////////////////////////DECLARACIONES DE PINES DE LA
MANO/////////////////////////////////
//----- parte mano -----/
if (digitalRead(suma) == LOW) // Pregunto por el boton suma = 12 Presionado, se activa
con estado Bajo
{
grados++; // Suma grados

if (grados >= 75) // Proteja el motor, para que no exceda los 180°, se puede dañar el
motor

```

```

    {
        grados = 75;
    }
}
if (digitalRead(resta) == LOW)
{
    grados--; // Resta grados
    if (grados <= 8) // Proteja el motor, para que no descienda de los 0°, se puede dañar el
motor
    {
        grados = 8;
    }
}
mi_servo.write(grados); // Escribo nuevo angulo en grados
delay (10);

//-----parte del dedo -----////
if (digitalRead(suma) == LOW) // Pregunto por el boton suma = 12 Presionado, se activa
con estado Bajo
{
    grados1++; // Suma grados

    if (grados1 >= 145) // Proteja el motor, para que no exceda los 180°, se puede dañar el
motor
    {
        grados1 = 145;
    }
}

if (digitalRead(resta) == LOW)
{
    grados1--; // Resta grados
    if (grados1 <= 100) // Proteja el motor, para que no descienda de los 0°, se puede dañar
el motor
    {k

```

```

    grados1 = 100;
  }
}

mi_servo1.write(grados1); // Escribo nuevo angulo en grados
//////////////////////////////////DECLARACIONES DEL CODO ////////////////////////////////////
//-----parte del codo derecho -----////
//-----parte del codo izquierdo -----////

if (digitalRead(suma) == LOW) // Pregunto por el boton suma = 12 Presionado, se activa
con estado Bajo
{
  grados++; // Suma grados

  if (grados >= 75) // Proteja el motor, para que no exceda los 180°, se puede dañar el
motor
  {
    grados = 75;
  }
}
if (digitalRead(resta) == LOW)
{
  grados--; // Resta grados
  if (grados <= 8) // Proteja el motor, para que no descienda de los 0°, se puede dañar el
motor
  {
    grados = 8;
  }
}
mi_servo. write(grados); // Escribo nuevo angulo en grados
delay (10);

//-----parte del dedo -----////

if (digitalRead(suma) == LOW) // Pregunto por el boton suma = 12 Presionado, se activa
con estado Bajo
{

```

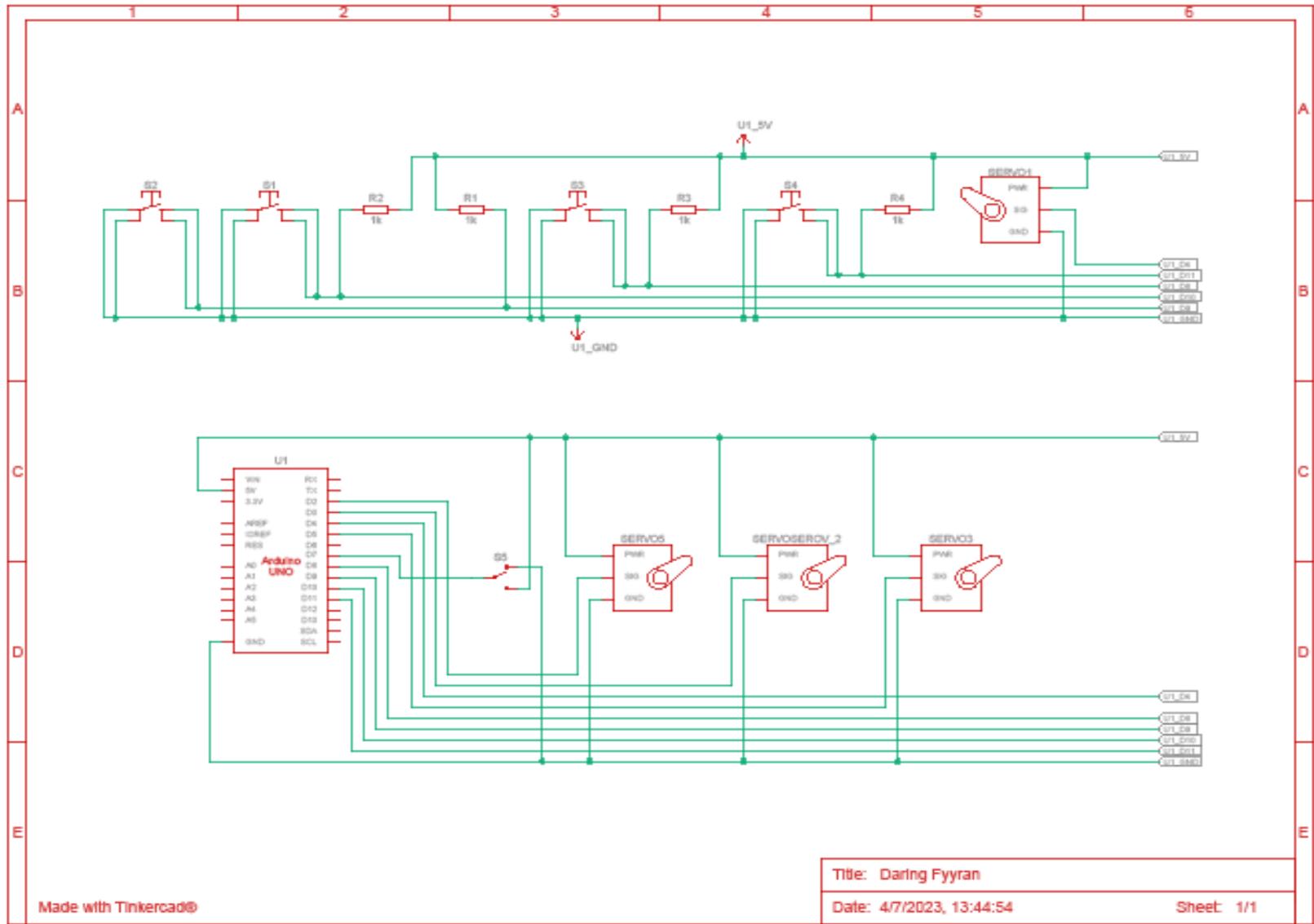
```
grados2++; // Suma grados

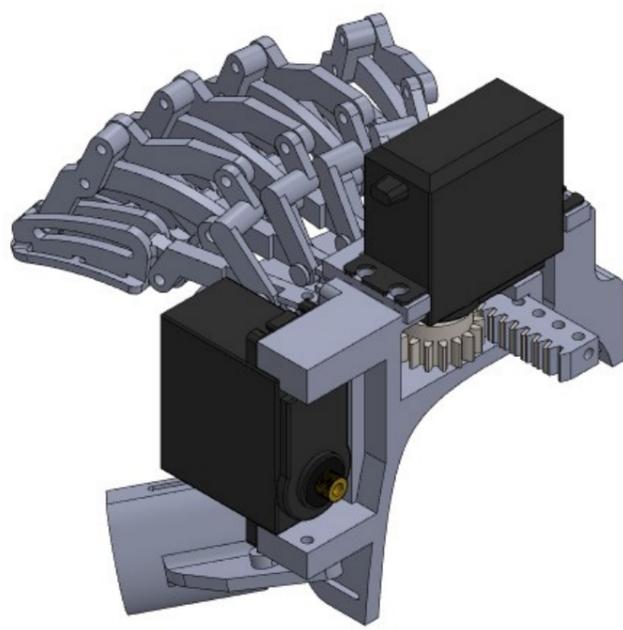
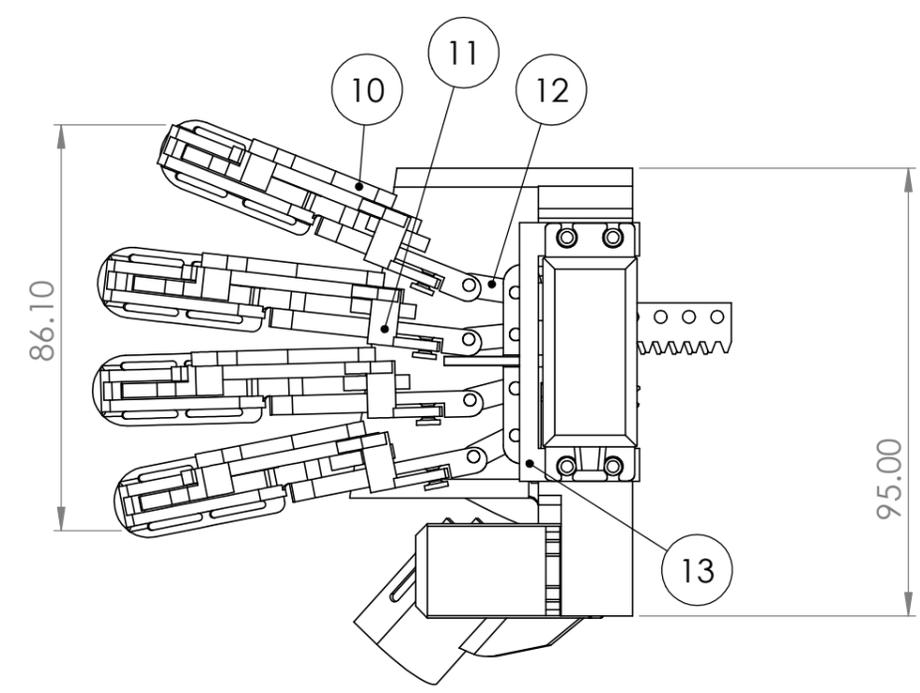
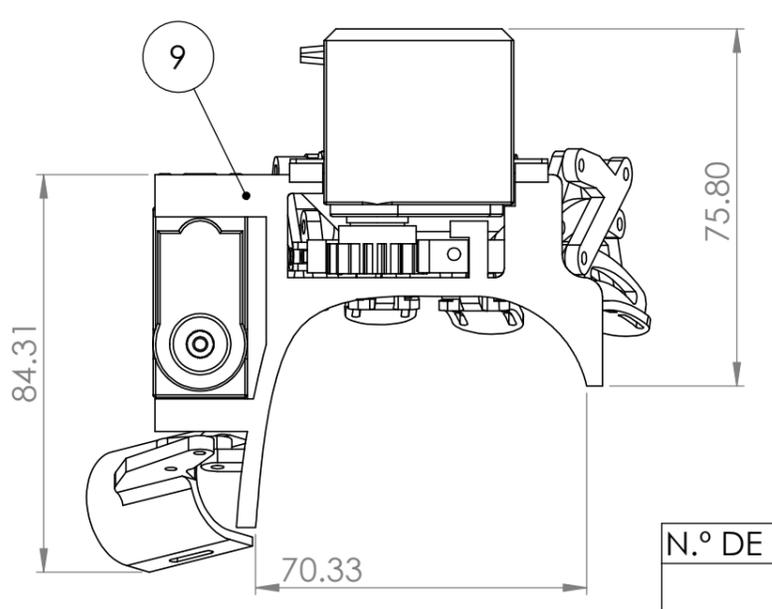
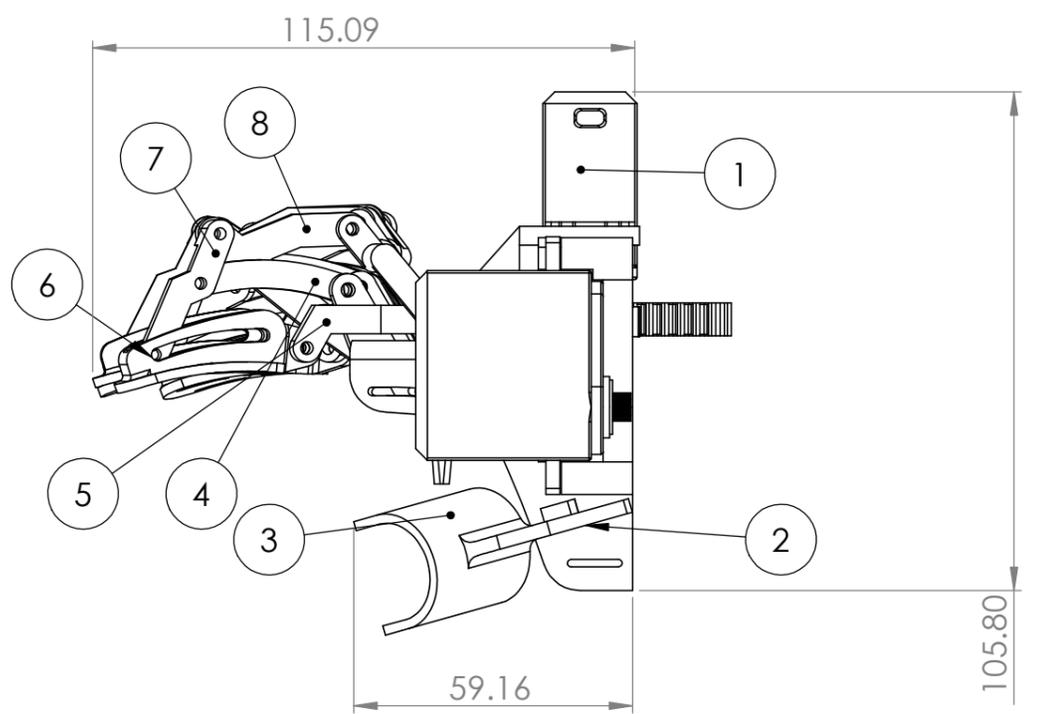
if (grados1 >= 145) // Proteja el motor, para que no exceda los 180°, se puede dañar el
motor
{
  grados1 = 145;
}
}

if (digitalRead(resta) == LOW)
{
  grados3--; // Resta grados
  if (grados1 <= 100) // Proteja el motor, para que no descienda de los 0°, se puede dañar
el motor
  {
    grados1 = 100;
  }
}

mi_servo1.write(grados1); // Escribo nuevo angulo en grados
```

ANEXO 2





| N.º DE ELEMENTO | N.º DE PIEZA | CANTIDAD |
|-----------------|-----------------------------------|----------|
| 1 | Servo - Tower Pro MG995 | 2 |
| 2 | Union dedo pulgar | 2 |
| 3 | Dedo pulgar | 1 |
| 4 | Eslabón de union curvo | 4 |
| 5 | Eslabon de conexión v2 | 4 |
| 6 | Dedo cover | 4 |
| 7 | Version 2 eslabón distal | 4 |
| 8 | Eslabón superior | 1 |
| 9 | Palma | 1 |
| 10 | Eslabon de union sup trans | 4 |
| 11 | Transmicion de movimiento | 4 |
| 12 | Eslabon de union | 4 |
| 13 | Guia de transmicion de movimiento | 1 |

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
 Ingeniería Mecatrónica

REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA REVISIÓN

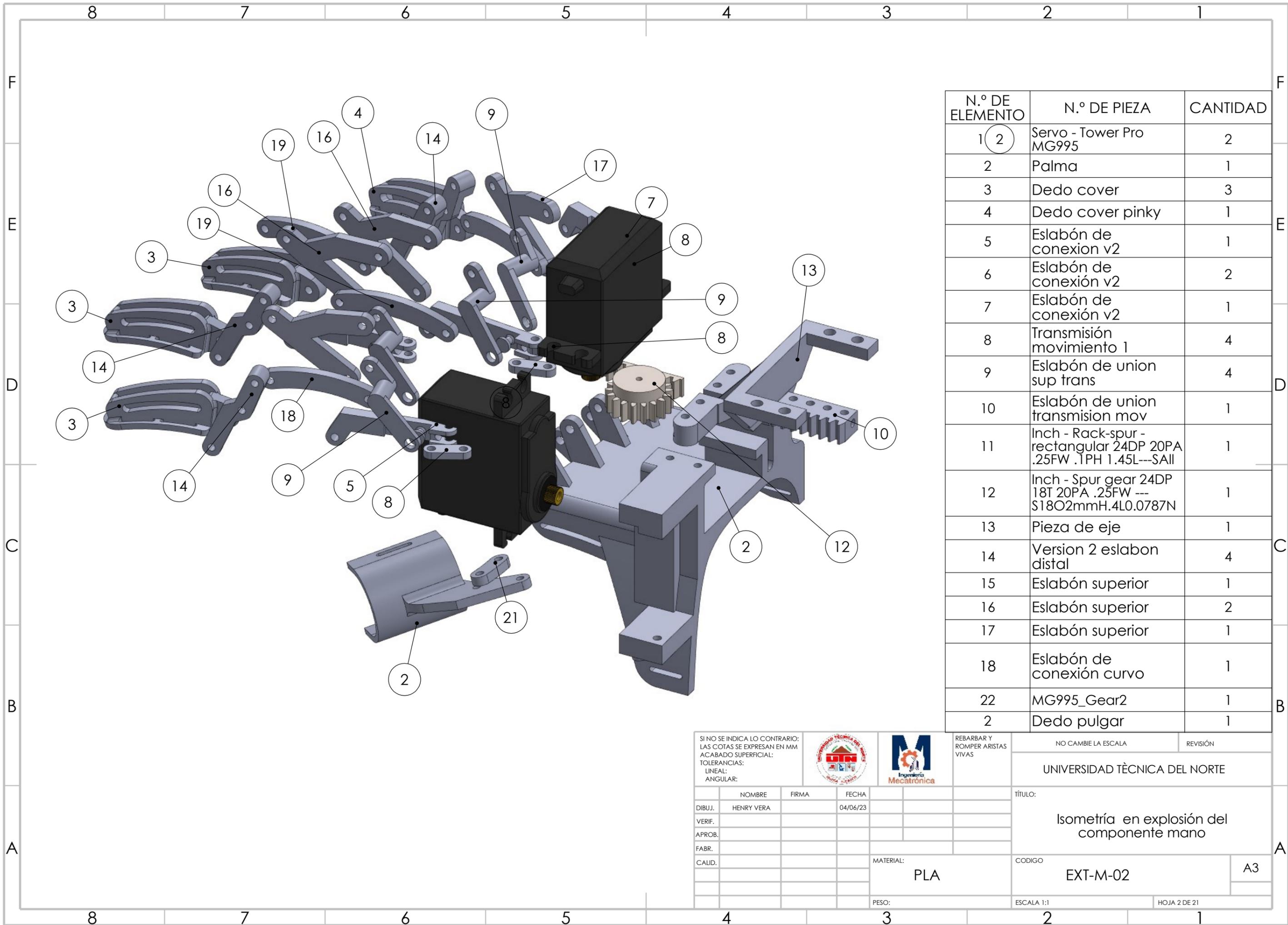
TÍTULO:
 Plano de conjunto parte de la mano

N.º DE DIBUJO: EXT-M-01 A3

ESCALA:1:2 HOJA 1 DE 21

| NOMBRE | FIRMA | FECHA | MATERIAL: |
|-------------------|-------|----------|-----------|
| DIBUJ. HENRY VERA | | 04/06/23 | PLA |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

PESO: ESCALA:1:2 HOJA 1 DE 21



| N.º DE ELEMENTO | N.º DE PIEZA | CANTIDAD |
|-----------------|--|----------|
| 1 (2) | Servo - Tower Pro MG995 | 2 |
| 2 | Palma | 1 |
| 3 | Dedo cover | 3 |
| 4 | Dedo cover pinky | 1 |
| 5 | Eslabón de conexión v2 | 1 |
| 6 | Eslabón de conexión v2 | 2 |
| 7 | Eslabón de conexión v2 | 1 |
| 8 | Transmisión movimiento 1 | 4 |
| 9 | Eslabón de union sup trans | 4 |
| 10 | Eslabón de union transmision mov | 1 |
| 11 | Inch - Rack-spur - rectangular 24DP 20PA .25FW .1PH 1.45L---SAIL | 1 |
| 12 | Inch - Spur gear 24DP 18T 20PA .25FW --- S18O2mmH.4L0.0787N | 1 |
| 13 | Pieza de eje | 1 |
| 14 | Version 2 eslabon distal | 4 |
| 15 | Eslabón superior | 1 |
| 16 | Eslabón superior | 2 |
| 17 | Eslabón superior | 1 |
| 18 | Eslabón de conexión curvo | 1 |
| 22 | MG995_Gear2 | 1 |
| 2 | Dedo pulgar | 1 |

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

INGENIERÍA MECATRÓNICA

REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

TÍTULO:
 Isometría en explosión del componente mano

CODIGO
 EXT-M-02

A3

MATERIAL:
 PLA

PESO:

ESCALA 1:1

HOJA 2 DE 21

| NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|-------------------|-------|----------|
| DIBUJ. HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | |
| APROB. | | |
| FABR. | | |
| CALID. | | |

4 3 2 1

F

F

E

E

D

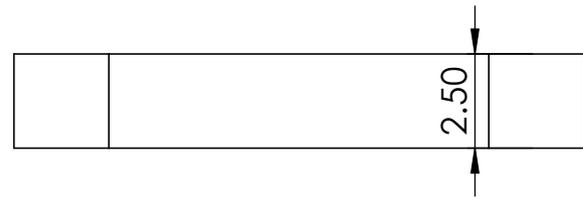
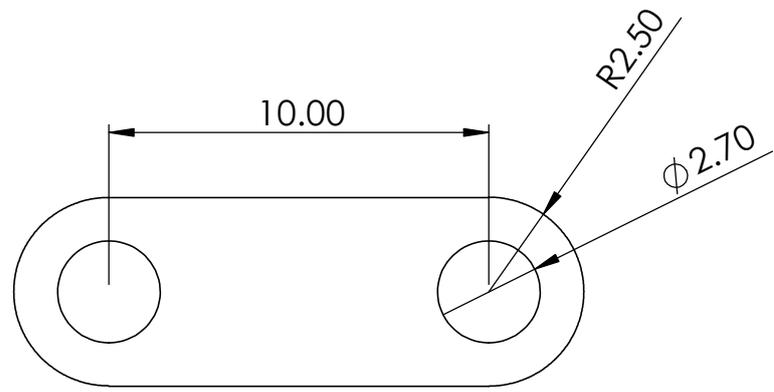
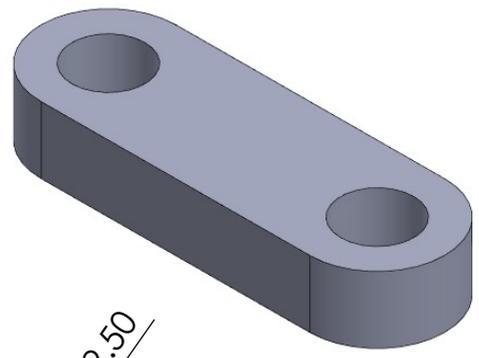
D

C

C

B

B



A

A

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | | |
|------------|--------------------------|--------------|
| TÍTULO: | Transmisor de movimiento | |
| MATERIAL: | PLA | |
| CODIGO | EXT-M-03 | A4 |
| PESO: | | |
| ESCALA:5:1 | | HOJA 3 DE 21 |

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

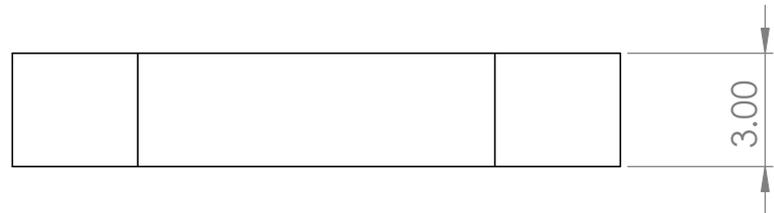
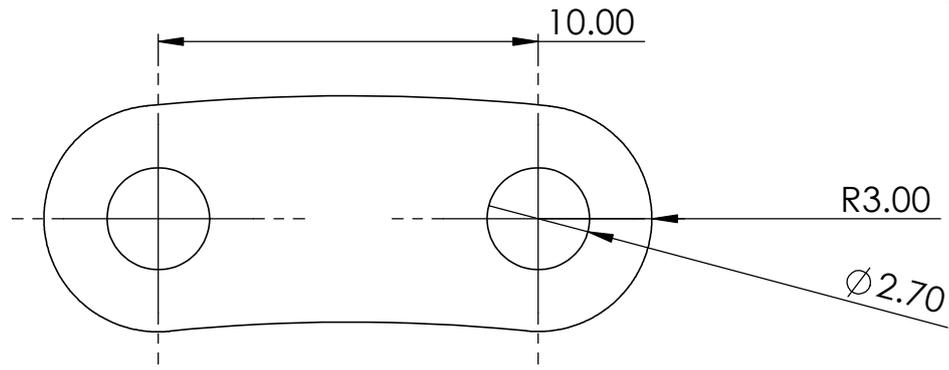
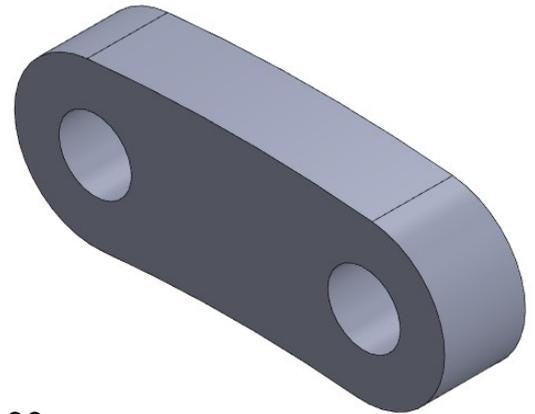
D

C

C

B

B



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | |
|-----------|----------------------------|
| TÍTULO: | Eslabón superior version 2 |
| CODIGO | |
| MATERIAL: | PLA |
| PESO: | |
| ESCALA: | 5:1 |
| HOJA | 4 DE 21 |

4 3 2 1

A

A

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

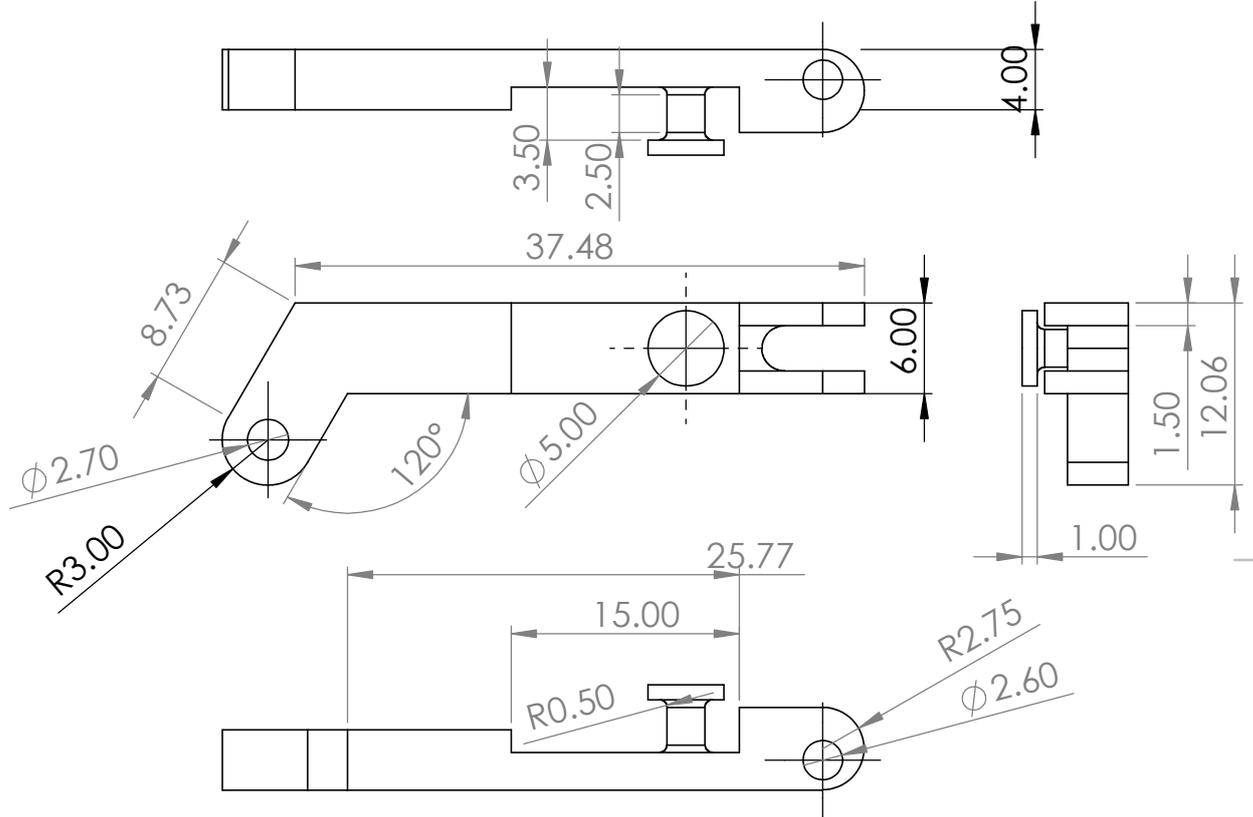
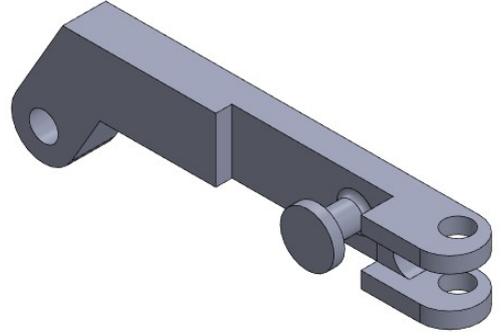
C

B

B

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

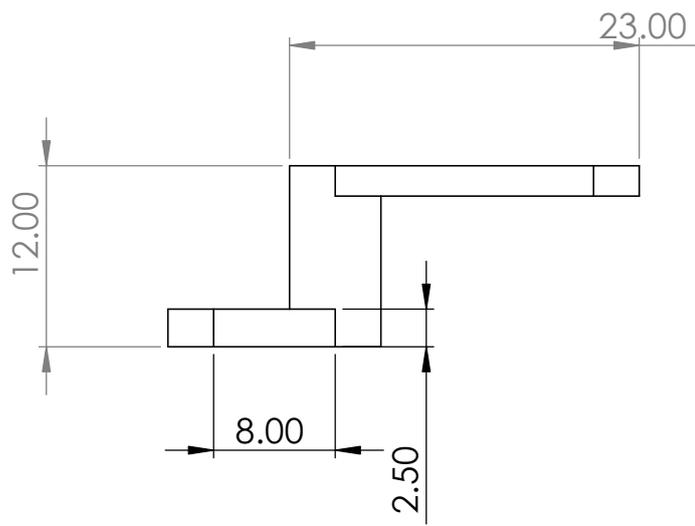
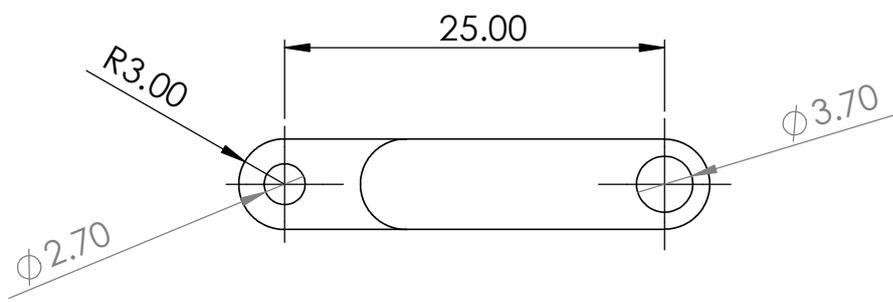
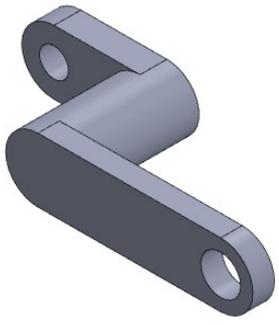
| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | |
|-----------|---------------------|
| TÍTULO: | Eslabón de conexión |
| CODIGO | EXT-M-05 |
| MATERIAL: | PLA |
| PESO: | |
| ESCALA: | 2:1 |
| HOJA | 5 DE 21 |

A4

4 3 2 1

4 3 2 1



F
E
D
C
B
A

F
E
D
C
B
A

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
ACABADO SUPERFICIAL:
TOLERANCIAS:
LINEAL:
ANGULAR:



REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | |
|------------|--------------------------|
| TÍTULO: | Eslabón de conexión sup. |
| CODIGO | EXT-M-06 |
| MATERIAL: | PLA |
| PESO: | |
| ESCALA:2:1 | HOJA 6 DE 21 |

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

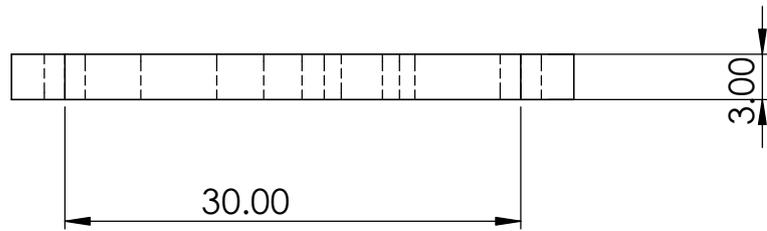
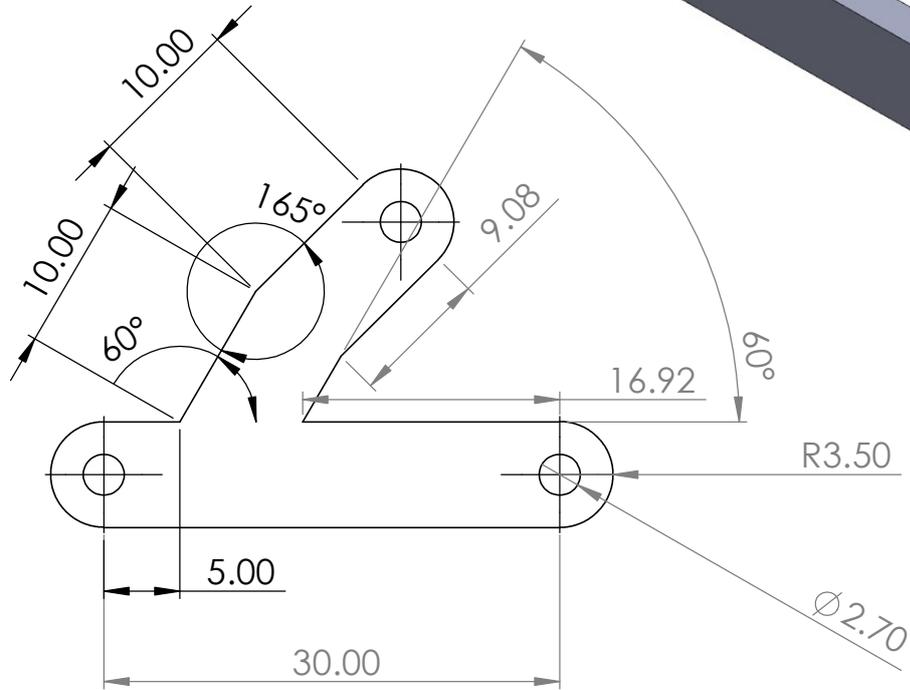
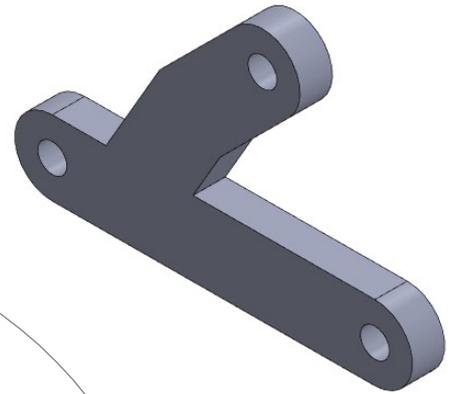
C

B

B

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
ACABADO SUPERFICIAL:
TOLERANCIAS:
LINEAL:
ANGULAR:



REBARBAR Y
ROMPER ARISTAS
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

TÍTULO:

Eslabón de conexión superior en Y

CODIGO

EXT-M-07

A4

MATERIAL:

PLA

PESO:

ESCALA:2:1

HOJA 7 DE 21

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

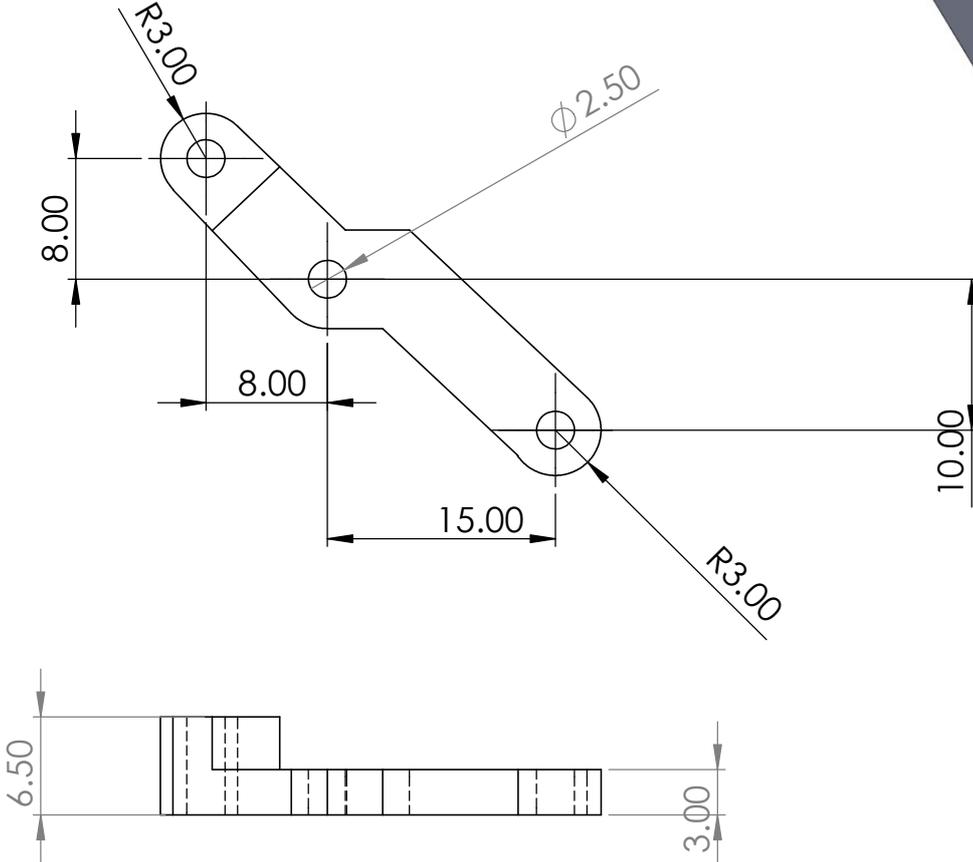
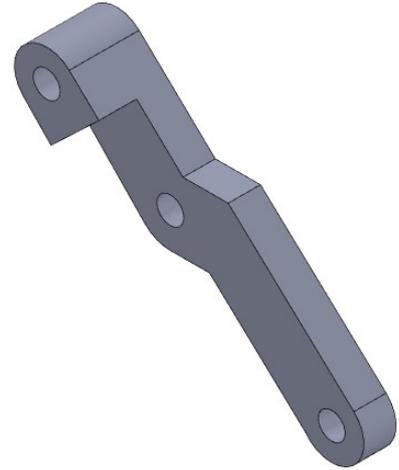
D

C

C

B

B



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | | |
|---------|--------------------------|--------------|
| TÍTULO: | Eslabón distal version 2 | |
| CODIGO | EXT-M-08 | A4 |
| PESO: | | ESCALA:2:1 |
| | | HOJA 8 DE 21 |

4 3 2 1

A

A

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

C

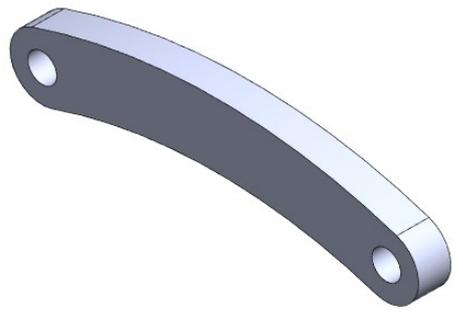
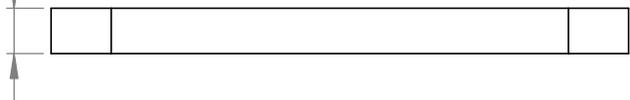
B

B

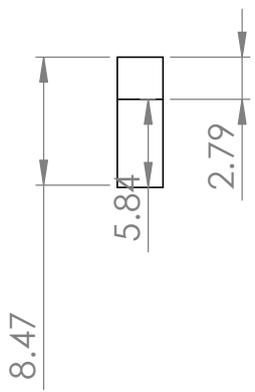
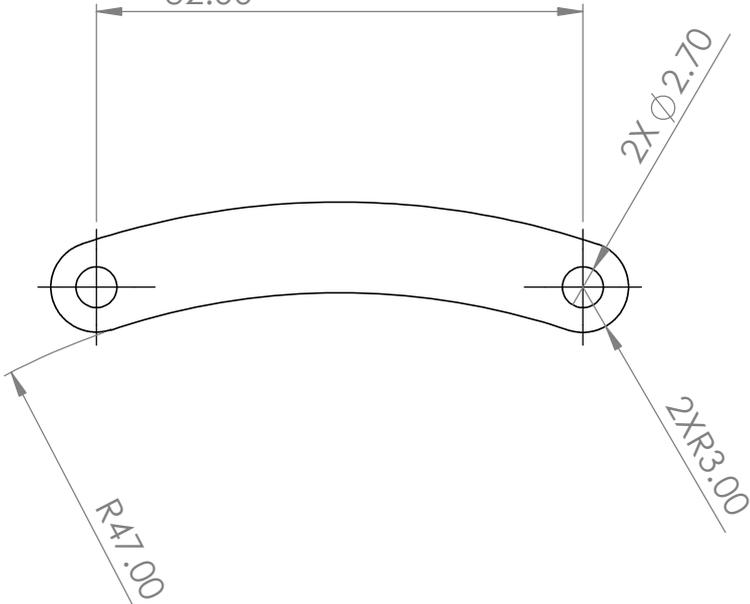
A

A

3.00



32.00



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
ACABADO SUPERFICIAL:
TOLERANCIAS:
LINEAL:
ANGULAR:



REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

TÍTULO:
Eslabón de conexión curvo

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

MATERIAL:
PLA

CODIGO
EXT-M-09

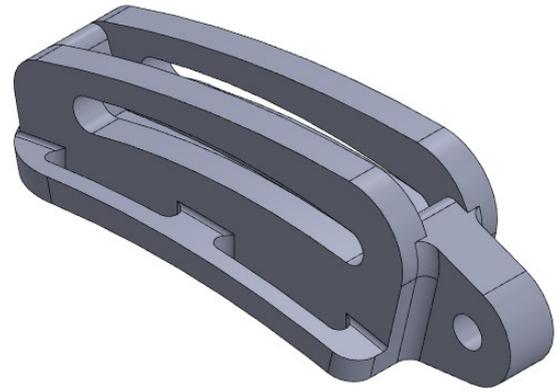
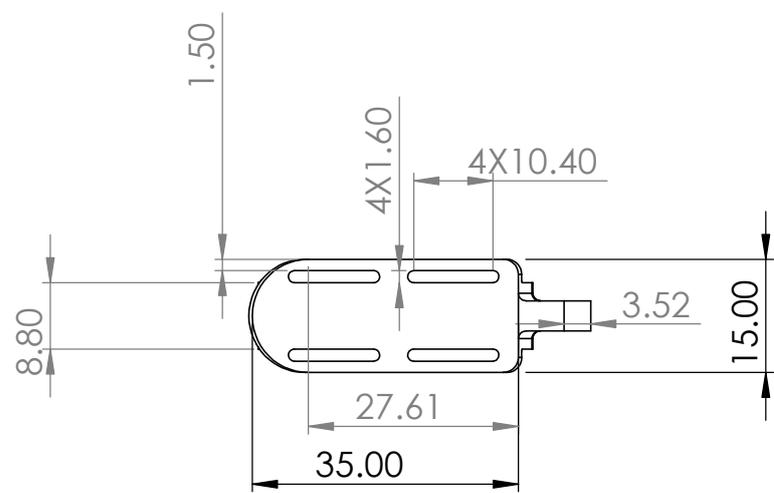
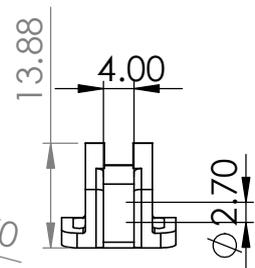
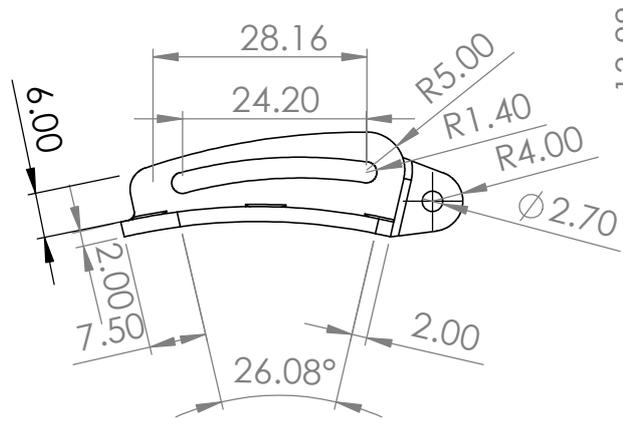
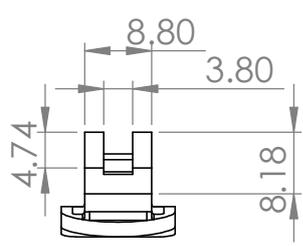
A4

PESO:

ESCALA:2:1

HOJA 9 DE 21

4 3 2 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | | |
|-------------|--------------------------|---------------|
| TÍTULO: | Cobertor de dedo meñique | |
| MATERIAL: | PLA | |
| CODIGO | EXT-M-10 | A4 |
| PESO: | | |
| ESCALA: 1:1 | | HOJA 10 DE 21 |

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

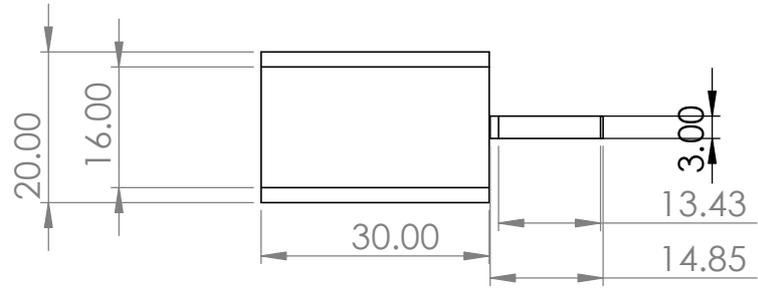
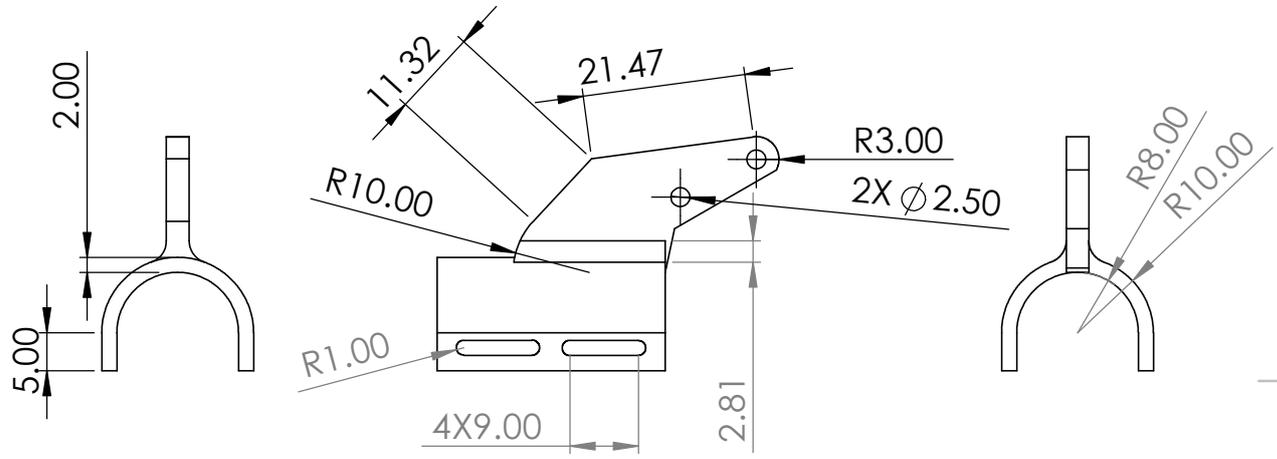
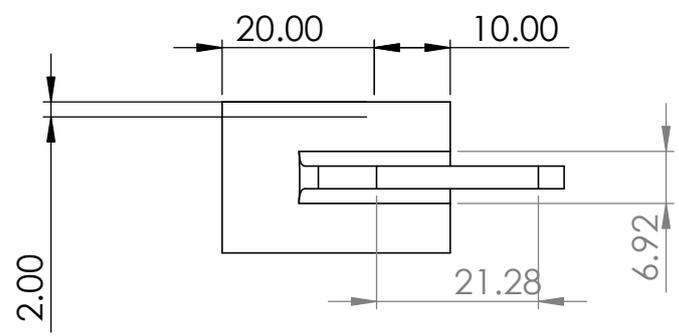
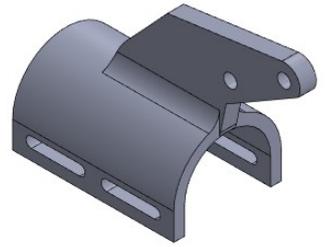
C

B

B

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

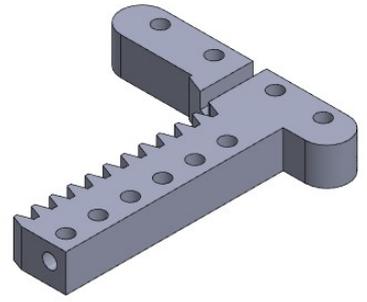
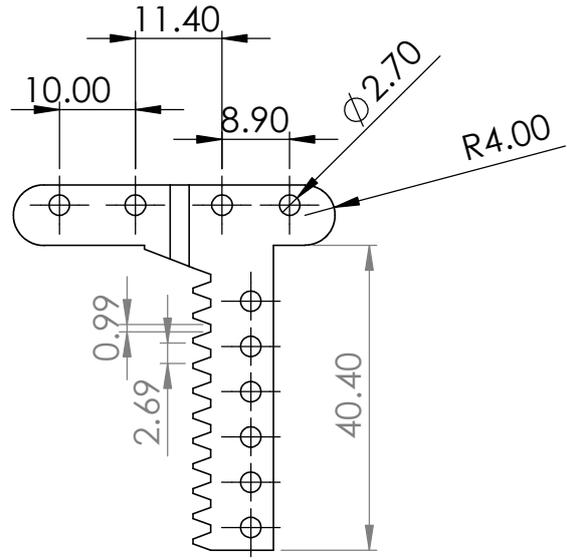
| | | |
|-----------|-------------------------|---------------|
| TÍTULO: | Cobertor de dedo pulgar | |
| MATERIAL: | PLA | |
| CODIGO | EXT-M-11 | A4 |
| PESO: | ESCALA: 1:1 | HOJA 11 DE 21 |

4 3 2 1

4 3 2 1

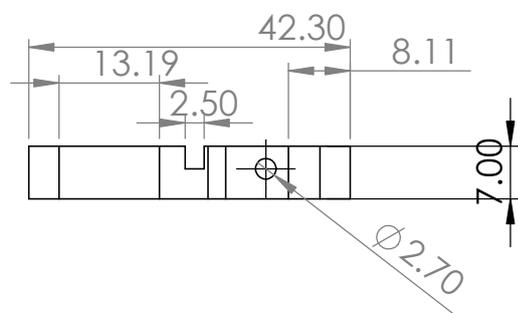
F

F



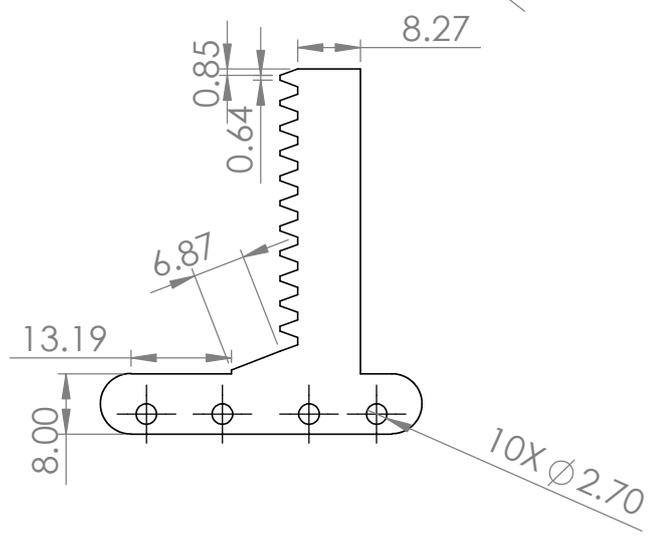
E

E



D

D



C

C

B

B

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
ACABADO SUPERFICIAL:
TOLERANCIAS:
LINEAL:
ANGULAR:



REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

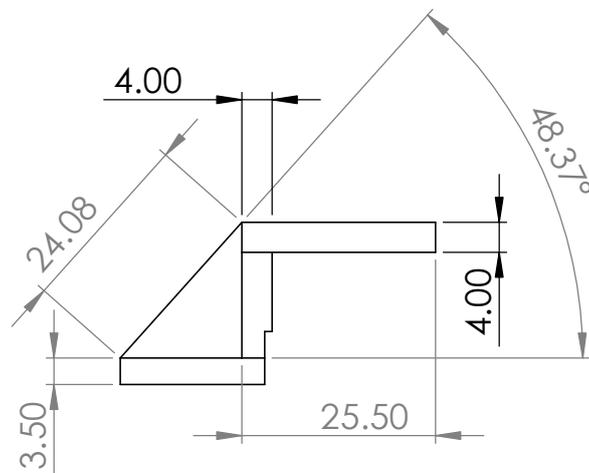
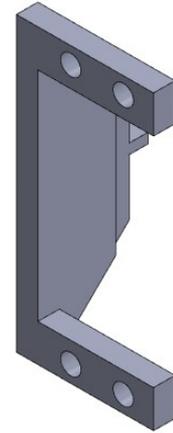
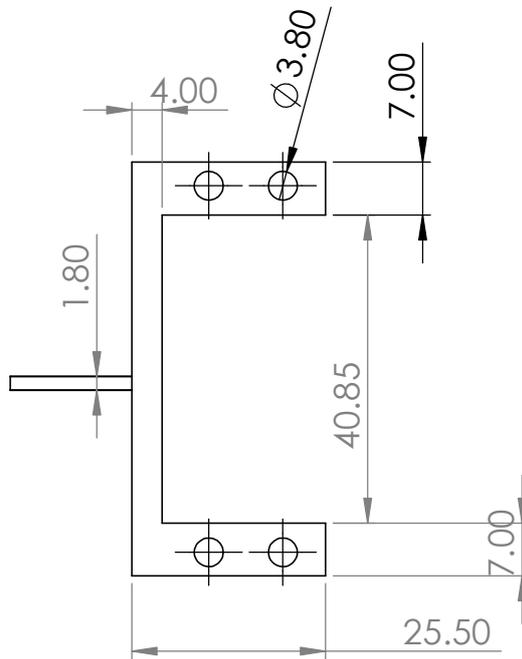
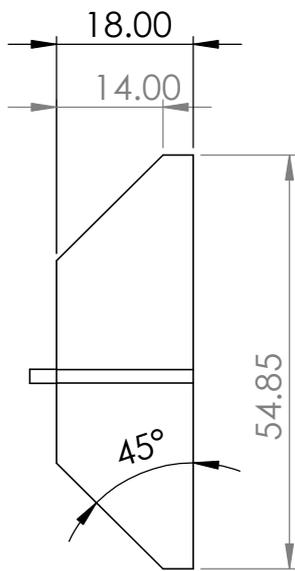
| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | | | |
|---------|---|-------------|---------------|
| TÍTULO: | Cremallera de transmición de movimiento | | |
| CODIGO | EXT-M-12 | A4 | |
| PESO: | PLA | ESCALA: 1:1 | HOJA 12 DE 21 |

A

A

4 3 2 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

TÍTULO:

Guia de cremallera de transmisión

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

MATERIAL:
PLA

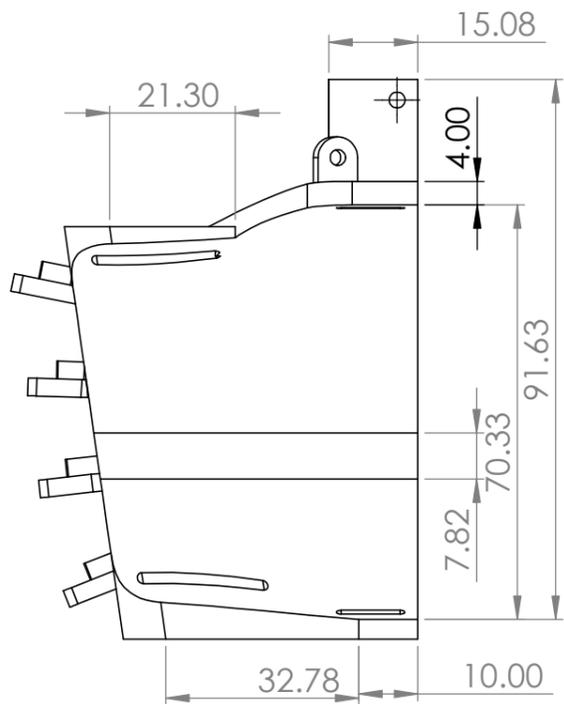
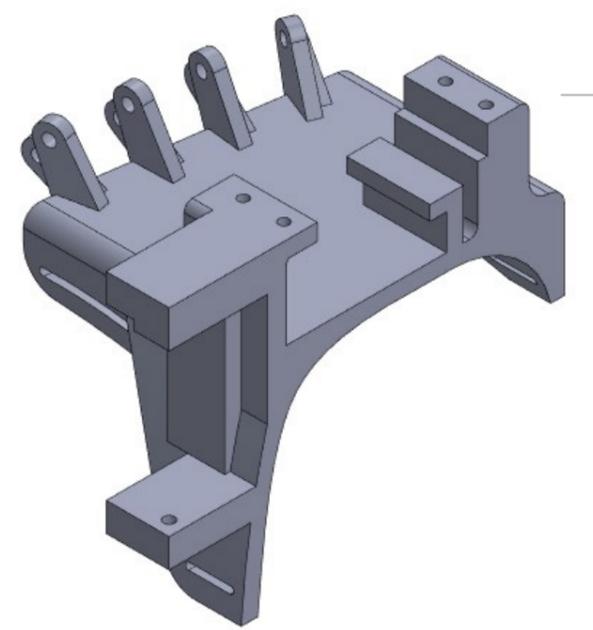
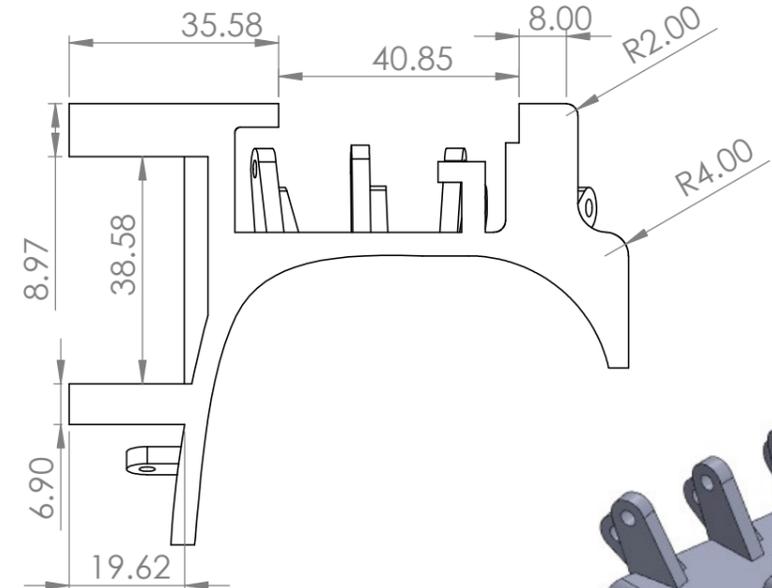
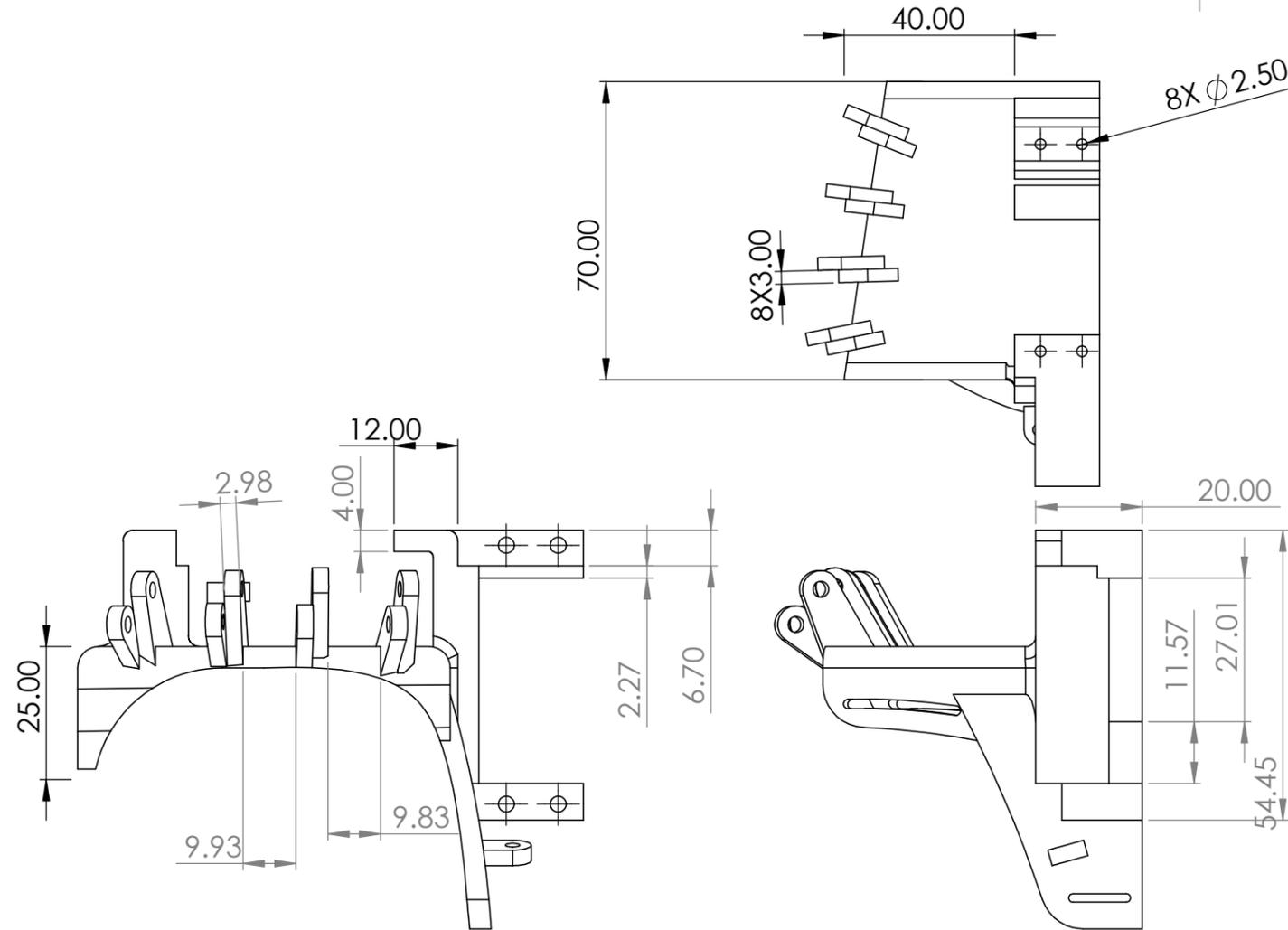
CODIGO
EXT-M-13

A4

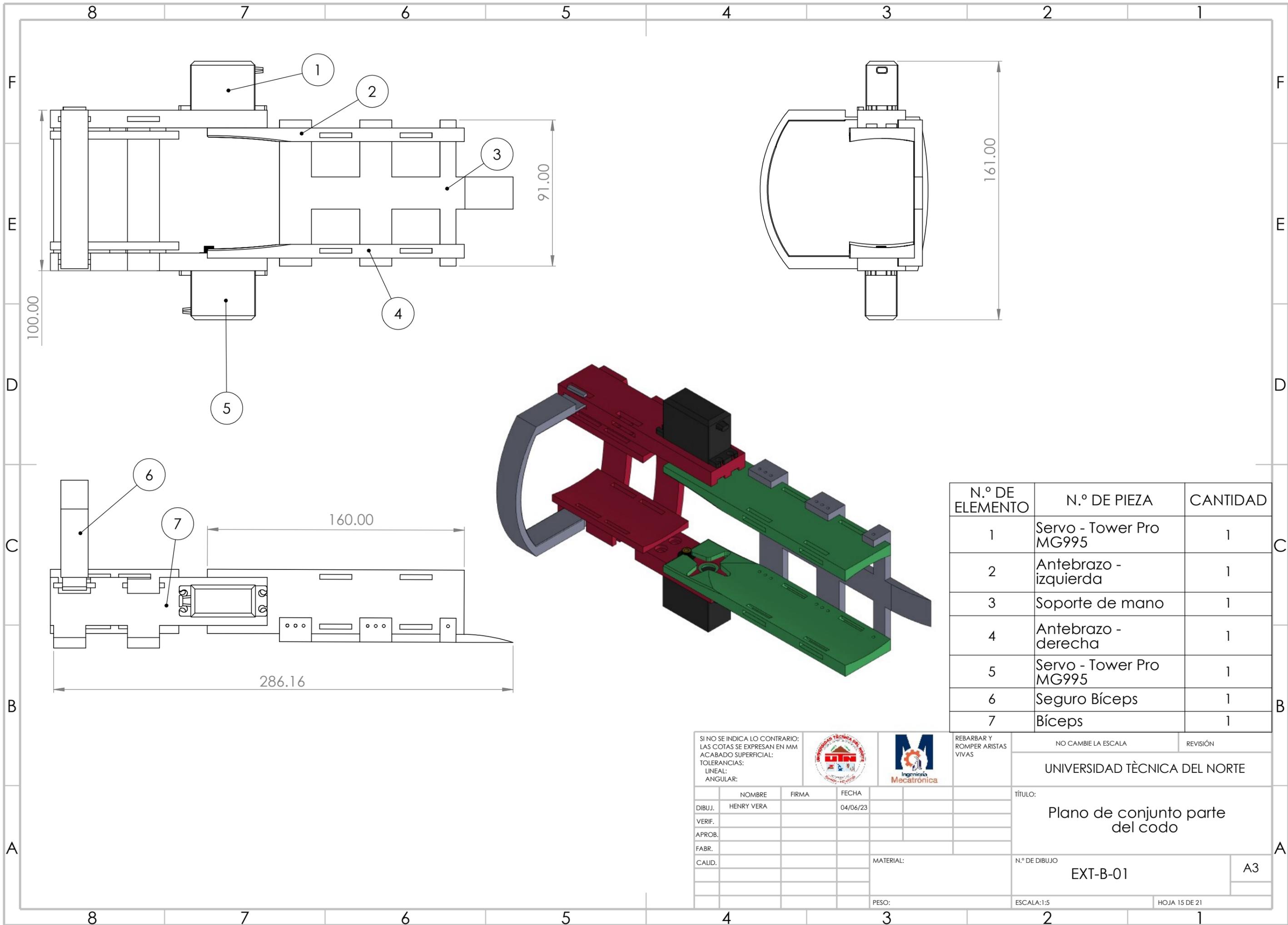
PESO:

ESCALA:1:1

HOJA 13 DE 21



| | | | | | | | | | | | |
|---|--|--|--|--|--|---------------------------------|--|---------------------|--|----------|--|
| SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR: | | | |   | | REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS | | NO CAMBIE LA ESCALA | | REVISIÓN | |
| UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE | | | | | | | | TÍTULO: | | | |
| Base de la palma | | | | | | | | CODIGO | | | |
| EXT-M-14 | | | | | | | | A3 | | | |
| PESO: | | | | | | | | ESCALA:1:2 | | | |
| HOJA 14 DE 21 | | | | | | | | | | | |



| N.º DE ELEMENTO | N.º DE PIEZA | CANTIDAD |
|-----------------|-------------------------|----------|
| 1 | Servo - Tower Pro MG995 | 1 |
| 2 | Antebrazo - izquierda | 1 |
| 3 | Soporte de mano | 1 |
| 4 | Antebrazo - derecha | 1 |
| 5 | Servo - Tower Pro MG995 | 1 |
| 6 | Seguro Bíceps | 1 |
| 7 | Bíceps | 1 |

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

INGENIERÍA MECATRÓNICA

REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

TÍTULO:
 Plano de conjunto parte del codo

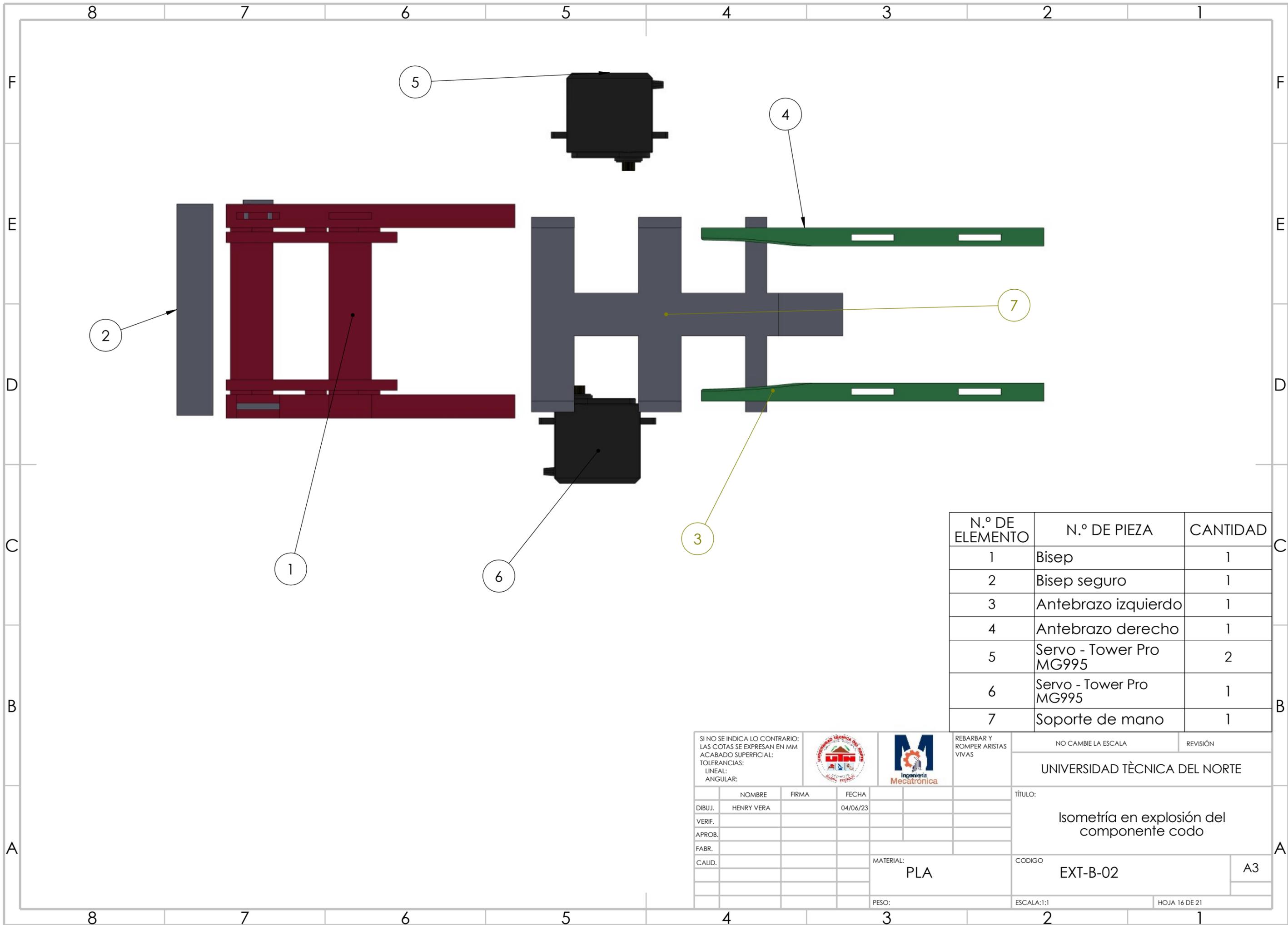
N.º DE DIBUJO
 EXT-B-01

A3

PESO:
 ESCALA:1:5

HOJA 15 DE 21

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |



| N.º DE ELEMENTO | N.º DE PIEZA | CANTIDAD |
|-----------------|-------------------------|----------|
| 1 | Bisep | 1 |
| 2 | Bisep seguro | 1 |
| 3 | Antebrazo izquierdo | 1 |
| 4 | Antebrazo derecho | 1 |
| 5 | Servo - Tower Pro MG995 | 2 |
| 6 | Servo - Tower Pro MG995 | 1 |
| 7 | Soporte de mano | 1 |

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

INGENIERÍA MECATRÓNICA

REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

TÍTULO:
 Isometría en explosión del componente codo

CODIGO
 EXT-B-02

A3

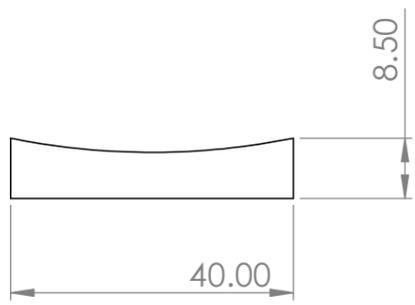
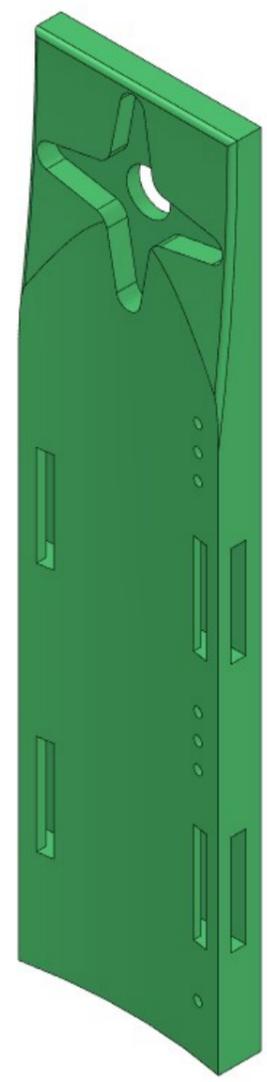
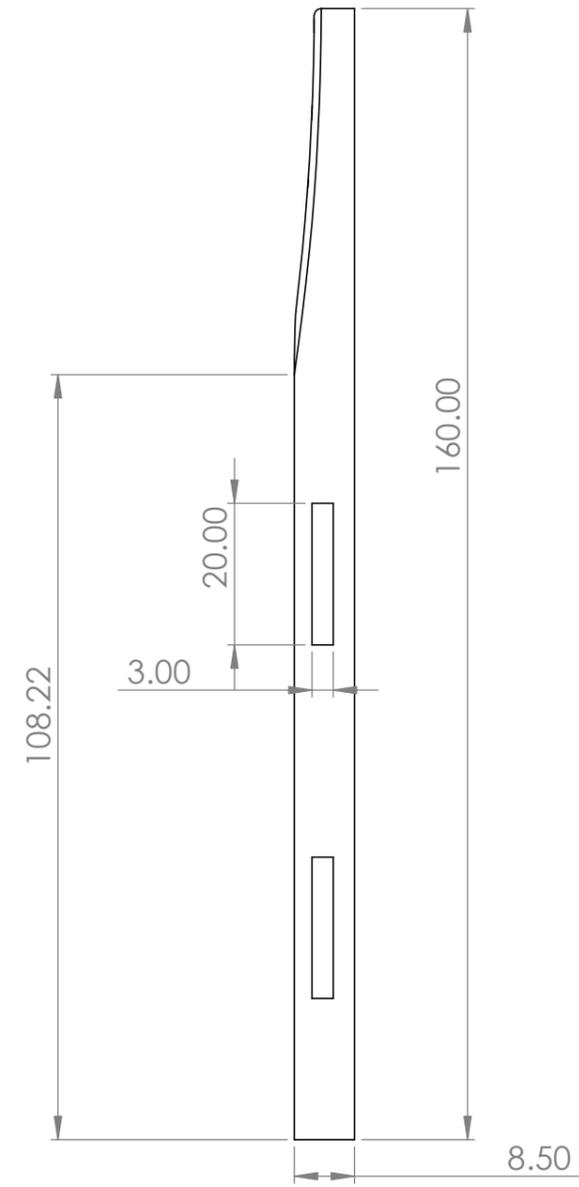
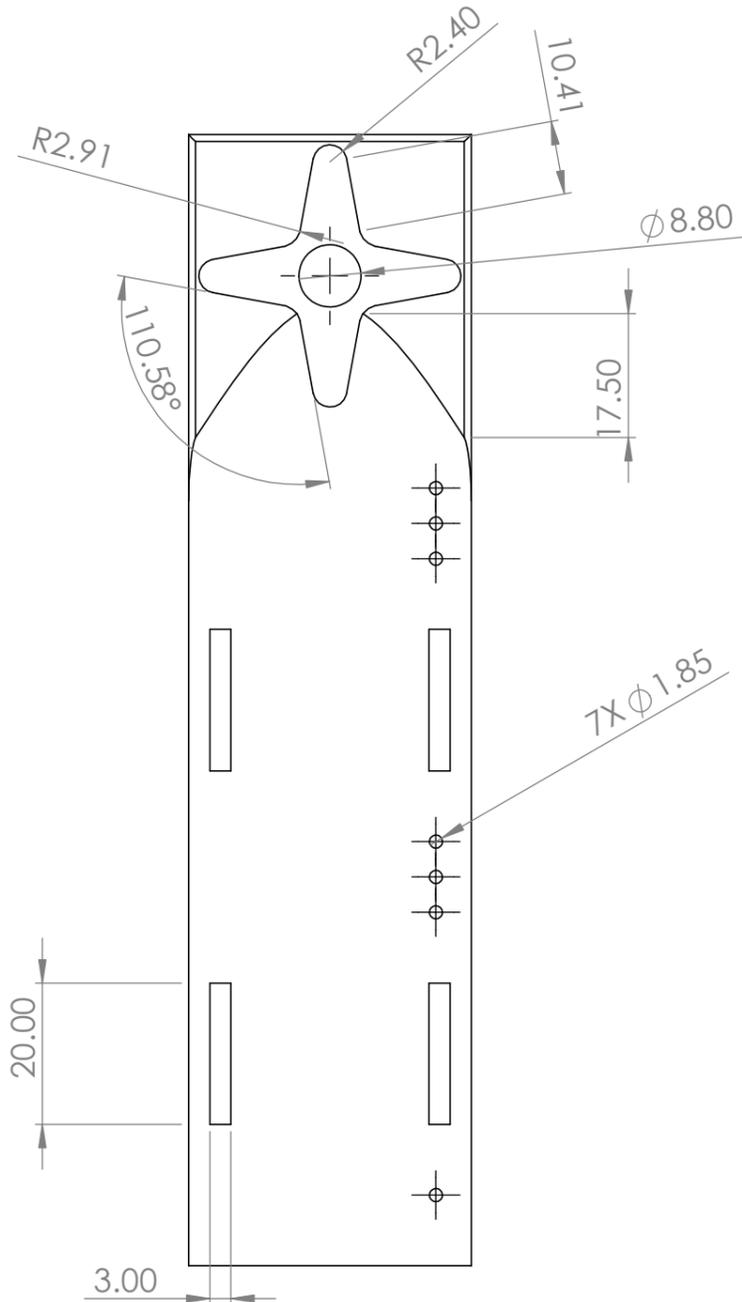
ESCALA:1:1

HOJA 16 DE 21

| NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|-------------------|-------|----------|
| DIBUJ. HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | |
| APROB. | | |
| FABR. | | |
| CALID. | | |

MATERIAL:
 PLA

PESO:

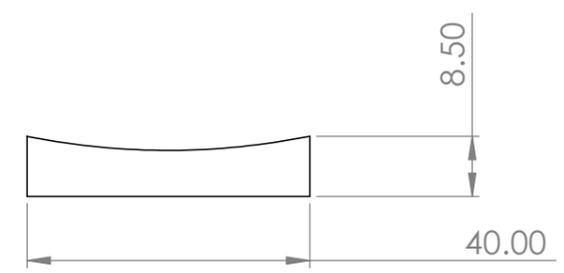
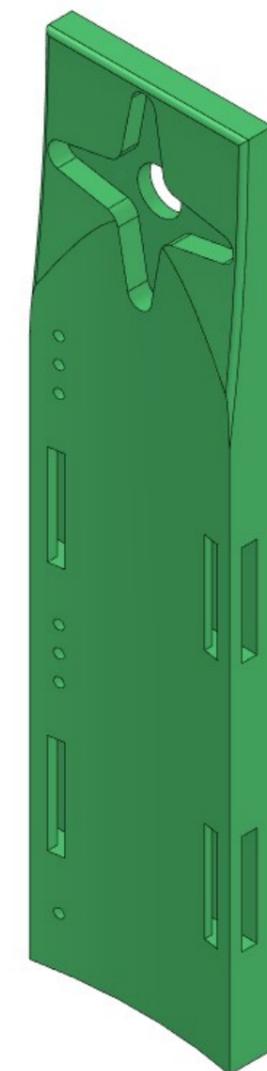
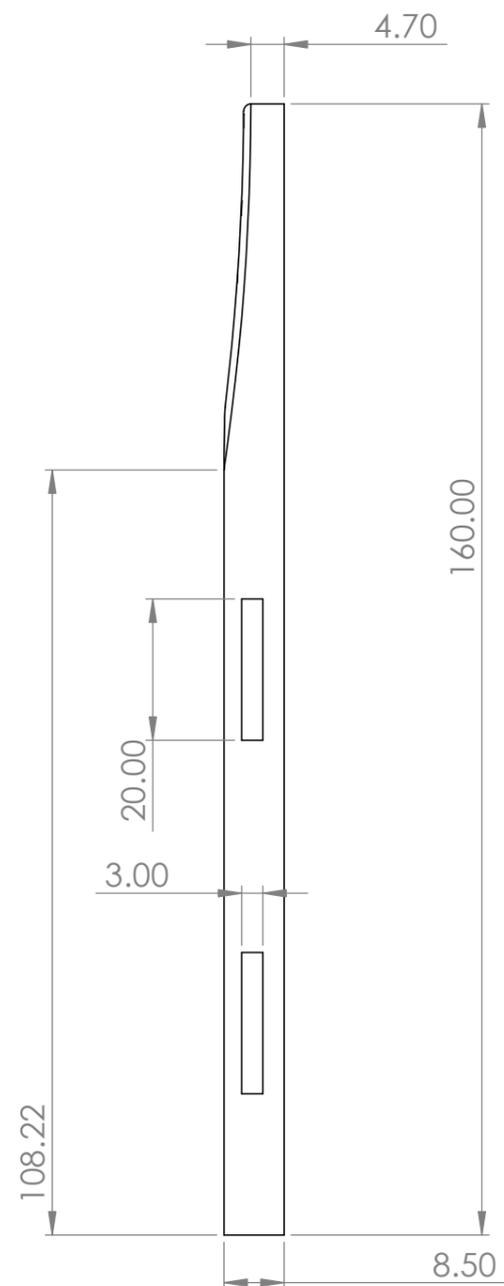
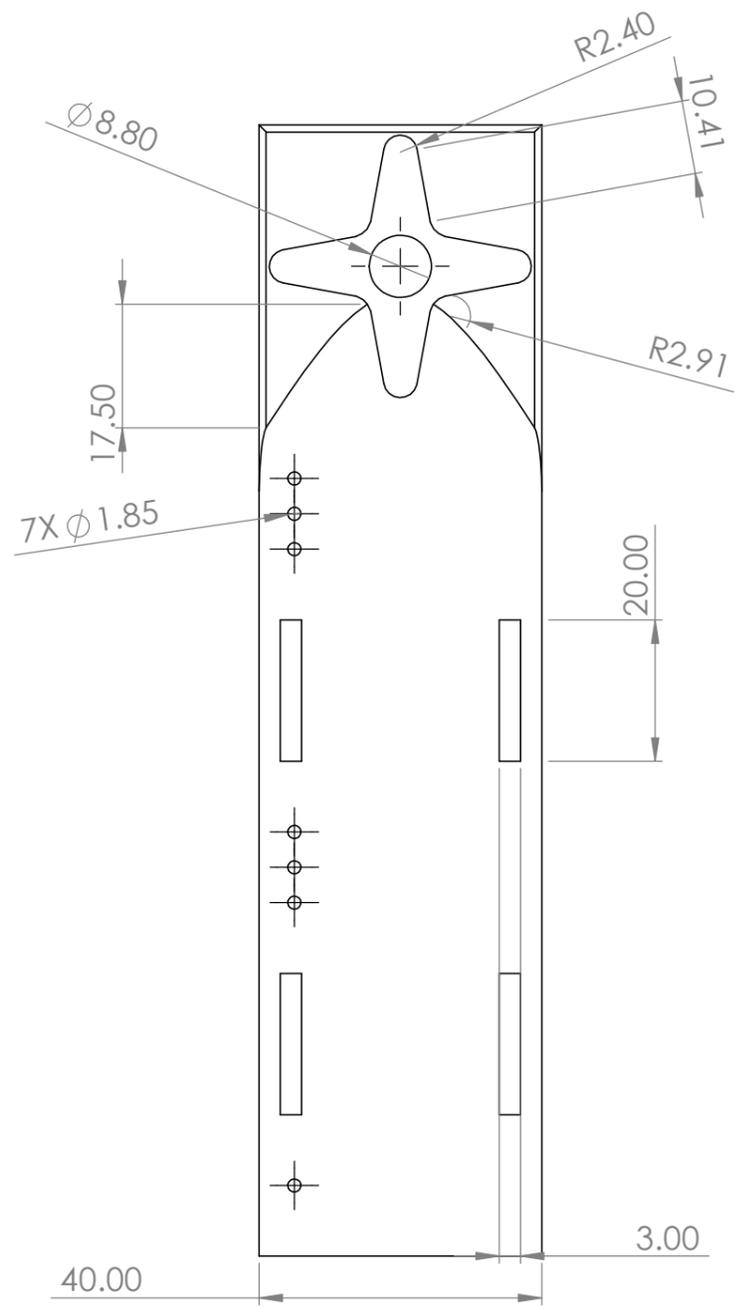


| | | | | | | | | |
|---|--|--|--|---|--|---------------------------------|-------------------------------------|----------|
| SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR: | | | |   | | REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS | NO CAMBIE LA ESCALA | REVISIÓN |
| | | | | | | | UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE | |
| | | | | | | | TÍTULO: | |
| | | | | | | | Soporte de antebrazo lado izquierdo | |
| | | | | | | | CODIGO | |
| | | | | | | | EXT-B-03 | |
| | | | | | | | A3 | |
| | | | | | | | ESCALA:1:1 | |
| | | | | | | | HOJA 17 DE 21 | |

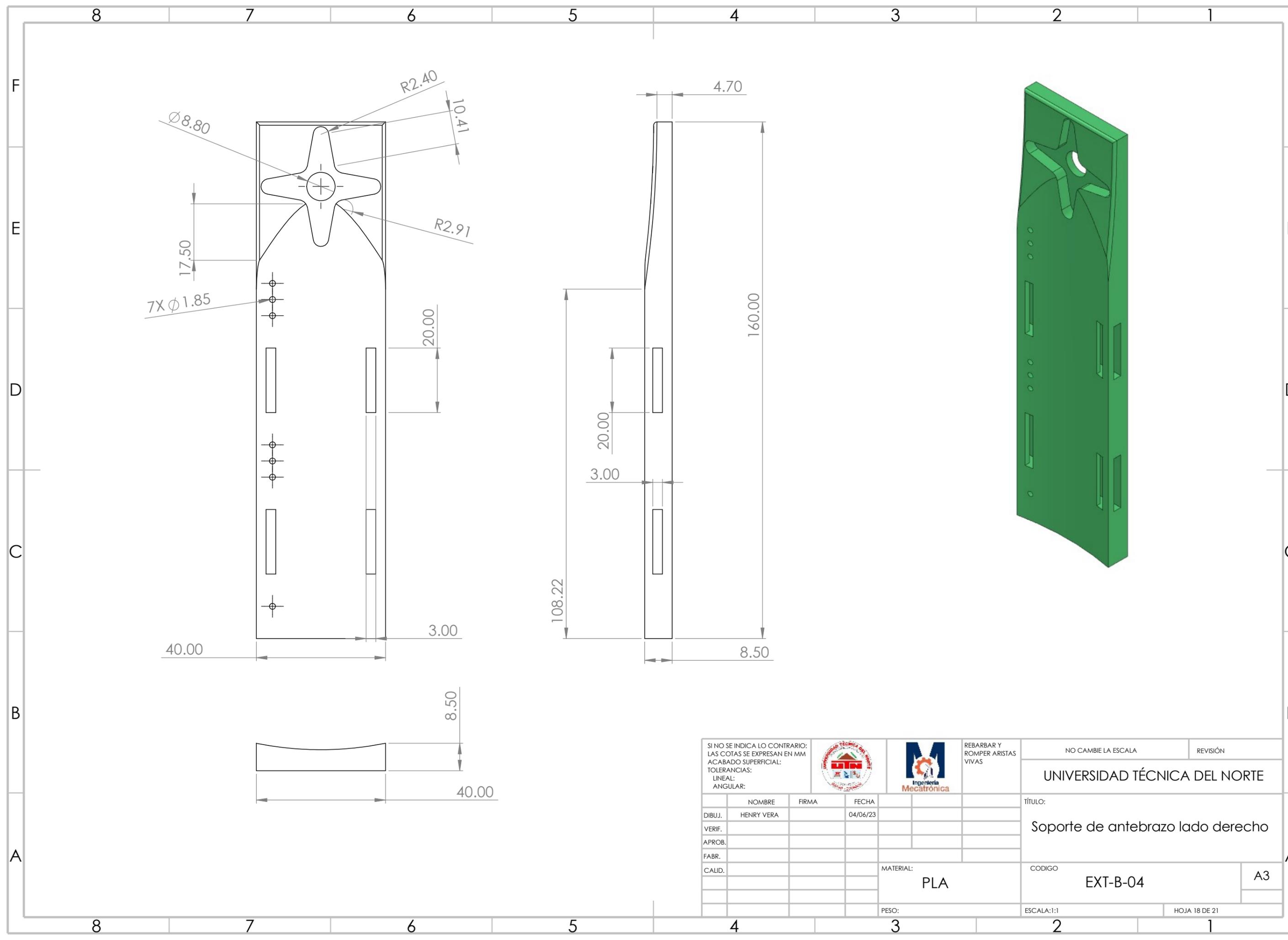
| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

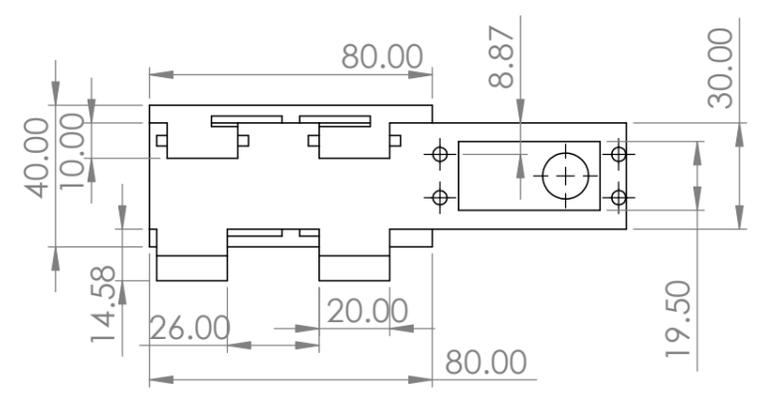
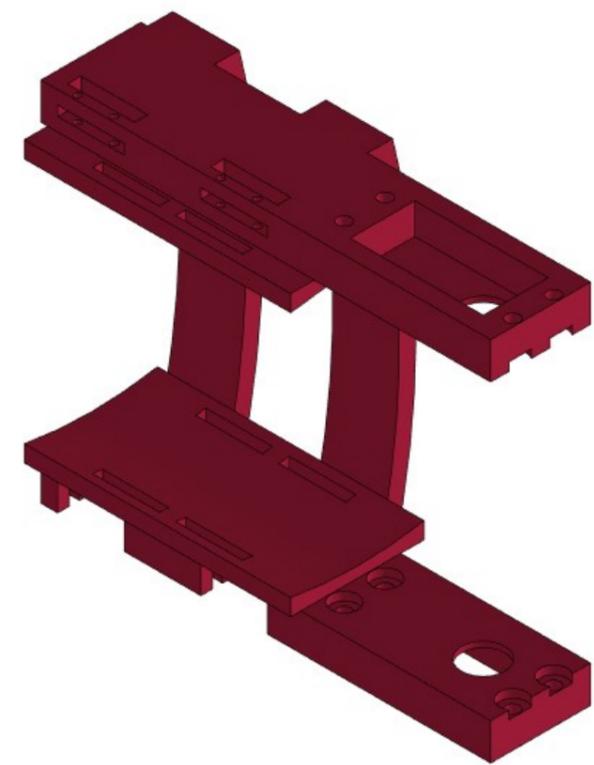
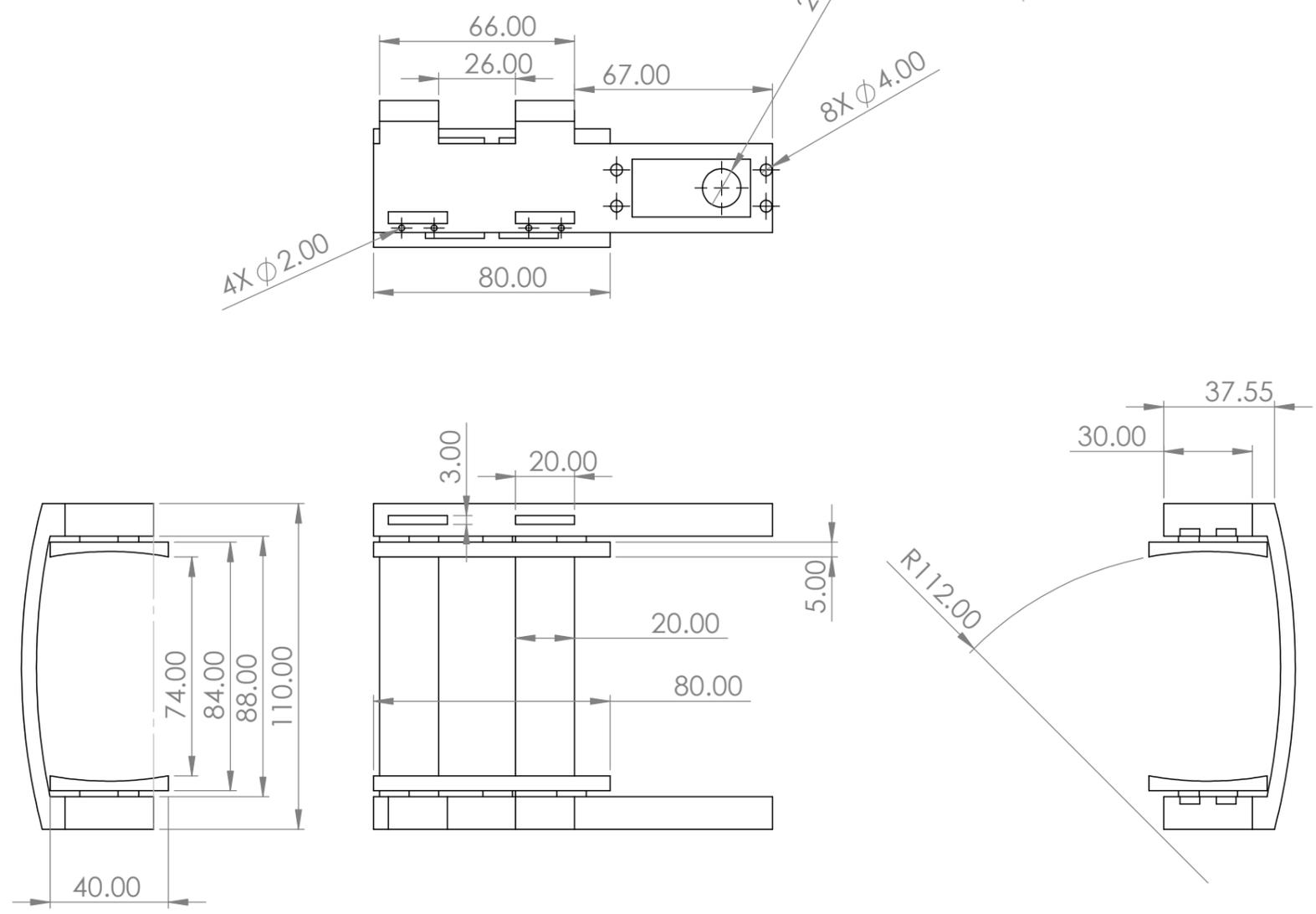
MATERIAL:
PLA

PESO:

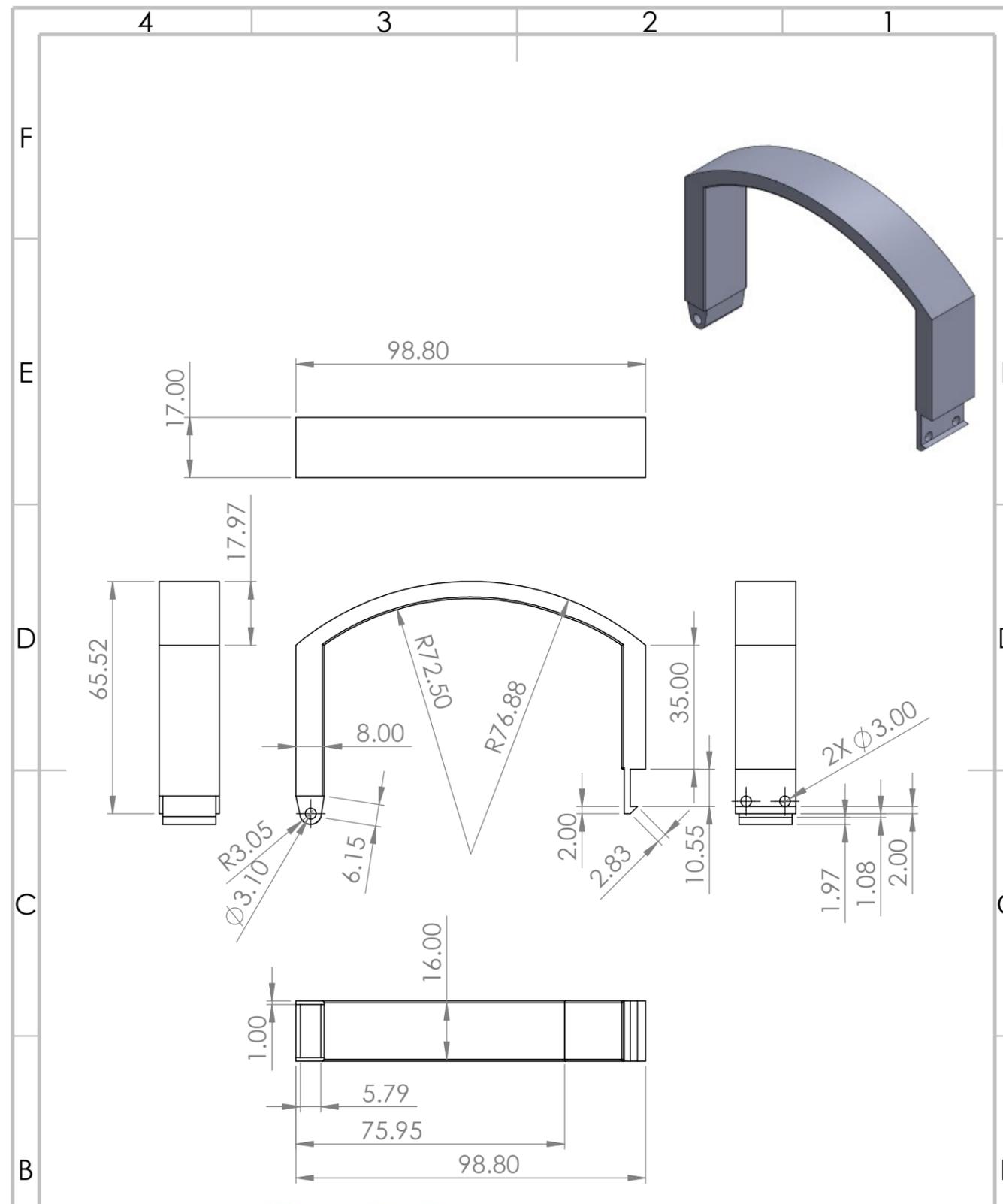


| | | | | | | | | |
|---|--|--|--|---|--|---------------------------------------|-----------------------------------|----------|
| SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR: | | | |   | | REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS | NO CAMBIE LA ESCALA | REVISIÓN |
| | | | | | | | UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE | |
| | | | | | | | TÍTULO: | |
| | | | | | | | Soporte de antebrazo lado derecho | |
| | | | | | | | CODIGO | |
| | | | | | | | EXT-B-04 | |
| | | | | | | | A3 | |
| | | | | | | | ESCALA:1:1 | |
| | | | | | | | HOJA 18 DE 21 | |





| | | | | | | | | | |
|---|--|--|-------|--|-------------------|--|---------------------------------|---------------------|---------------|
| SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR: | | | | | | | REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS | NO CAMBIE LA ESCALA | REVISIÓN |
| | | | | | | | UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE | | |
| | | | | | | | TÍTULO: Soporte de Biceps | | |
| | | | | | | | CODIGO EXT-B-04 | | A3 |
| | | | | | | | ESCALA:1:2 | | HOJA 19 DE 21 |
| MATERIAL: PLA | | | PESO: | | | | | | |
| DIBUJ. HENRY VERA | | | FIRMA | | FECHA 04/06/23 | | | | |
| VERIF. | | | | | | | | | |
| APROB. | | | | | | | | | |
| FABR. | | | | | | | | | |
| CALID. | | | | | | | | | |



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL:
 TOLERANCIAS:
 LINEAL:
 ANGULAR:



REBARBAR Y
 ROMPER ARISTAS
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA |
|--------|------------|-------|----------|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 |
| VERIF. | | | |
| APROB. | | | |
| FABR. | | | |
| CALID. | | | |

| | | |
|-----------|-------------------------------|---------------|
| TÍTULO: | Seguro del soporte del Biceps | |
| MATERIAL: | PLA | |
| CODIGO | EXT-B-05 | A4 |
| PESO: | ESCALA: 1:2 | HOJA 20 DE 21 |

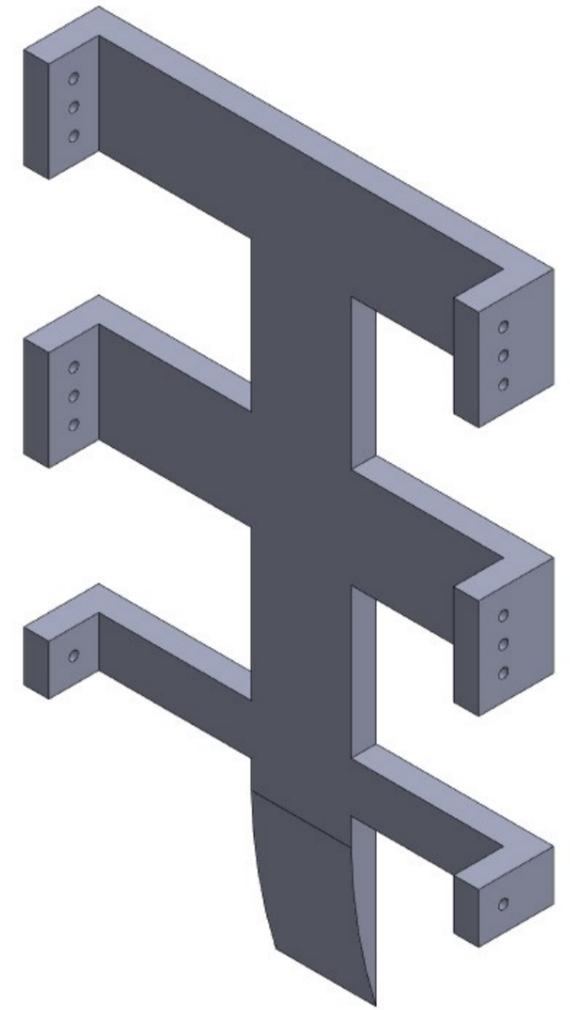
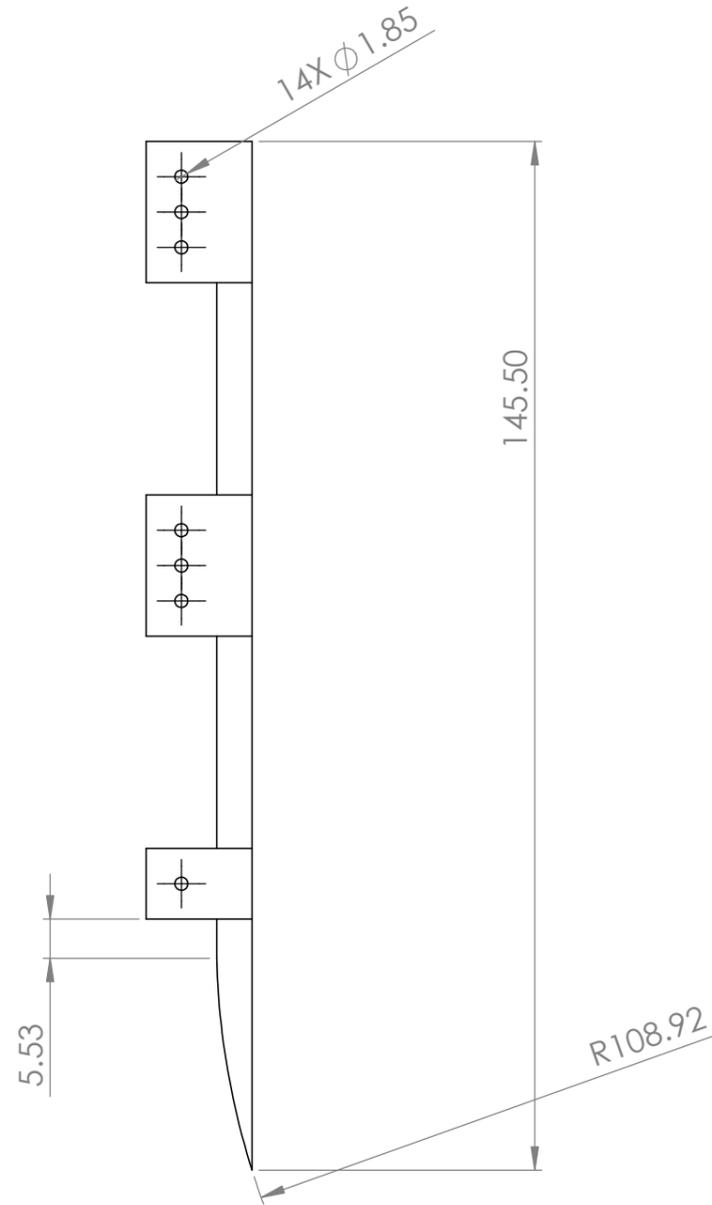
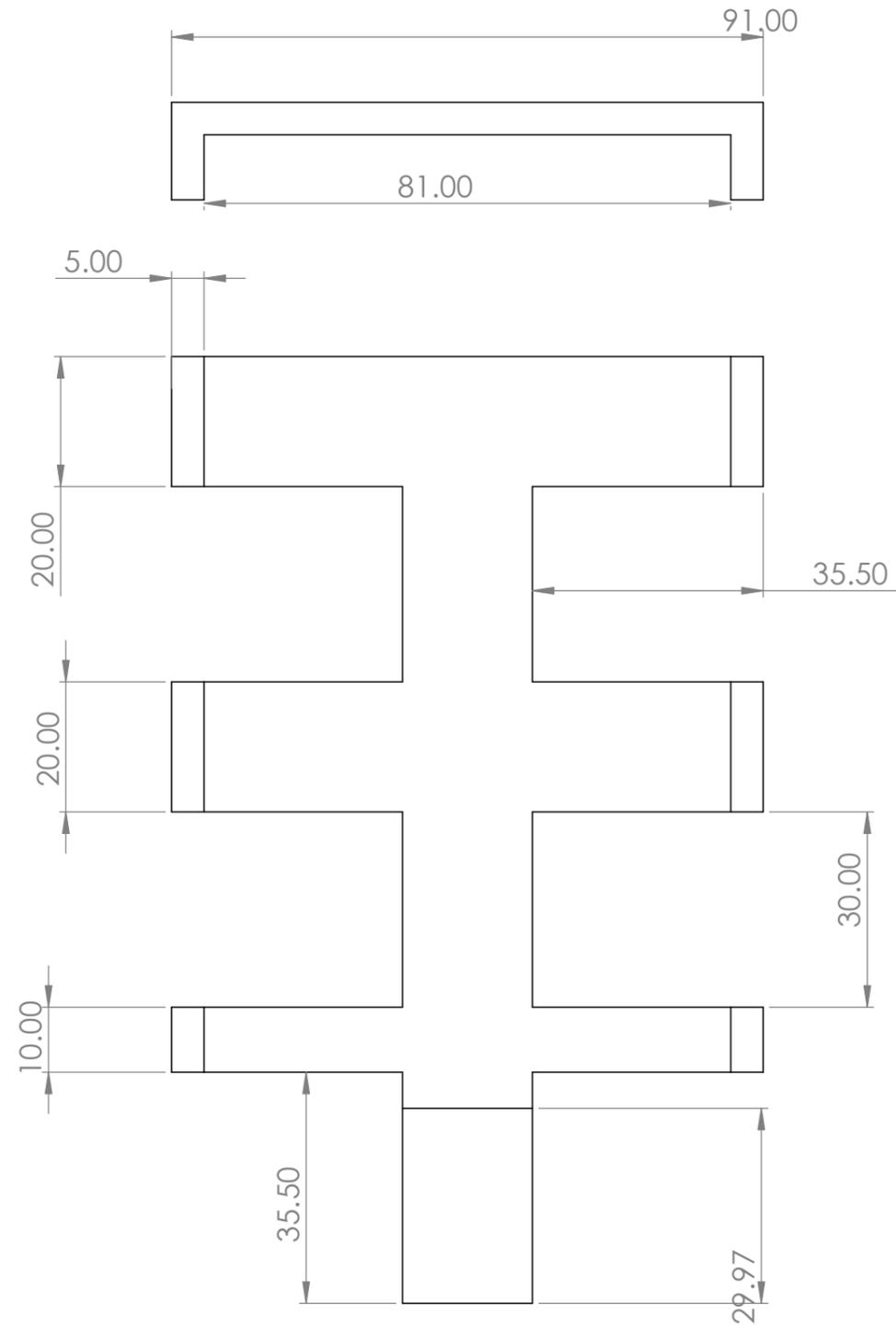
A

A

F
E
D
C
B
A

F
E
D
C
B
A

4 3 2 1



| | | | | | | | | |
|---|--|--|--|---|--|---------------------------------|-------------------------------|----------|
| SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR: | | | |   | | REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS | NO CAMBIE LA ESCALA | REVISIÓN |
| | | | | | | | UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE | |
| | | | | | | | TÍTULO: | |
| | | | | | | | Soporte de antebrazo | |
| | | | | | | | CODIGO | |
| | | | | | | | EXT-B-06 | |
| | | | | | | | A3 | |
| | | | | | | | ESCALA:1:1 | |
| | | | | | | | HOJA 21 DE 21 | |

| | NOMBRE | FIRMA | FECHA | | | |
|--------|------------|-------|----------|-----------|-----|--|
| DIBUJ. | HENRY VERA | | 04/06/23 | | | |
| VERIF. | | | | | | |
| APROB. | | | | | | |
| FABR. | | | | | | |
| CALID. | | | | | | |
| | | | | MATERIAL: | PLA | |
| | | | | PESO: | | |

NOMBRE DEL TRABAJO

Henry Vera_Trabajo de Titulación.pdf

AUTOR

Henry Vera

RECUENTO DE PALABRAS

14126 Words

RECUENTO DE CARACTERES

74673 Characters

RECUENTO DE PÁGINAS

88 Pages

TAMAÑO DEL ARCHIVO

2.9MB

FECHA DE ENTREGA

Jul 20, 2023 3:17 PM GMT-5

FECHA DEL INFORME

Jul 20, 2023 3:18 PM GMT-5**● 5% de similitud general**

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada base de datos

- 5% Base de datos de Internet
- Base de datos de Crossref
- 4% Base de datos de trabajos entregados
- 1% Base de datos de publicaciones
- Base de datos de contenido publicado de Crossref

● Excluir del Reporte de Similitud

- Bloques de texto excluidos manualmente

**BRIZEIDA
NOHEMI GAMEZ
APARICIO**

Firmado digitalmente
por BRIZEIDA NOHEMI
GAMEZ APARICIO
Fecha: 2023.07.20
16:18:46 -05'00'