



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

DIRECCIÓN DE POSGRADO

MAESTRÍA EN ELECTROMECAÁNICA

MODALIDAD: PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Título:

**MODELACIÓN DE UN PROTOTIPO REHABILITADOR DE MUÑECAS
PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ**

Protocolo previo a la obtención del Título de Magister en Electromecánica

Autor

Sailema Sailema Eliza Verónica. Ing

Tutor

Freire Andrade Verónica Paulina. Ing. Ms.C.

LATACUNGA – ECUADOR

2021

AVAL DEL TUTOR

En mi calidad de Tutor del Trabajo de Titulación denominado “Modelación de un prototipo rehabilitador de muñecas para personas con discapacidad motriz” presentado por “Sailema Sailema Eliza Verónica”, para optar por el título magíster en Electromecánica.

CERTIFICO

Que dicho trabajo de investigación ha sido revisado en todas sus partes y se considera que reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación para la valoración por parte del Tribunal de Lectores que se designe y su exposición y defensa pública.

Latacunga, noviembre, 04, 2021

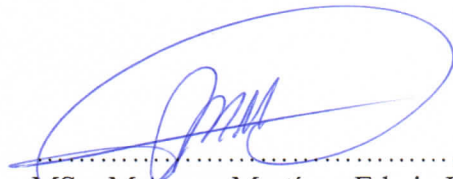


.....
Freire Andrade Verónica Paulina. Ing. Ms.C.
C.C.: 050205622-9

AVAL DEL PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Quien suscribe, declara que el presente Trabajo de Titulación: “Modelación de un prototipo rehabilitador de muñecas para personas con discapacidad motriz”, contiene las correcciones a las observaciones realizadas por los lectores en sesión científica del tribunal.

Latacunga, diciembre, 08, 2021



.....
MSc. Moreano Martínez Edwin Homero
C.C.: 050260750-0

DEDICATORIA

A Dios por todas las bondades y experiencias recibidas en mi vida, a mis padres que han sabido apoyarme incondicionalmente en toda mi vida siendo un pilar fundamental en mi crecimiento personal, a mi hijo Pablito que es mi razón de vivir, mi felicidad completa y principal motivo de seguir avanzando por un futuro mejor, a mi esposo Pablo por ser mi compañero de vida, la persona que me apoya y me ayuda en todo sentido con amor y mucha comprensión para ser una linda familia, y a todos mis familiares que de cualquier forma están conmigo en todo momento.

(Eliza Verónica Sailema Sailema)

AGRADECIMIENTO

Agradezco a la Universidad Técnica de Cotopaxi por brindarme educación superior de calidad, siendo un referente en el campo de la electromecánica, permitiéndome crecer de manera personal y profesional.

A la Coordinación de maestría, por apoyarnos de una manera profesional en la trayectoria de formación hasta el último momento de finalización.

A mis docentes de maestría, que impartieron su cátedra con responsabilidad y mística, compartiendo sus conocimientos de manera abierta y siendo guía en mi crecimiento profesional.

A mi tutor y miembros de tribunal por darme el acompañamiento necesario, la guía adecuada y el apoyo en todo momento.


A todas las demás personas que brindaron su apoyo para poder salir adelante.

Eliza Verónica Sailema Sailema

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Quien suscribe, declara que asume la autoría de los contenidos y los resultados obtenidos en el presente trabajo de titulación.

Latacunga, diciembre, 08, 2021




.....
Eliza Verónica Sailema Sailema
C.C.: 180391192-2

RENUNCIA DE DERECHOS

Quien suscribe, cede los derechos de autoría intelectual total y/o parcial del presente trabajo de titulación a la Universidad Técnica de Cotopaxi.

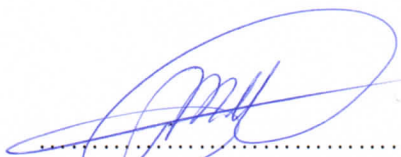
Latacunga, diciembre, 08, 2021


.....
Eliza Verónica Sailema Sailema
C.C.: 1803911922


AVAL DEL TRIBUNAL

El trabajo de Titulación: “Modelación de un prototipo rehabilitador de muñecas para personas con discapacidad motriz” ha sido revisado, aprobado y autorizado su impresión y empastado, previo a la obtención del título de Magíster en Electromecánica; el presente trabajo reúne los requisitos de fondo y forma para que el estudiante pueda presentarse a la exposición y defensa.

Latacunga, diciembre, 08, 2021



.....
MSc. Moreano Martínez Edwin Homero
C.C.: 050260750-0
Presidente del tribunal



.....
PhD. Laurencio Alfonso Héctor Luis
C.C.: 175836725-2
Lector 2



.....
MSc. Porras Reyes Jefferson Alberto
C.C.: 070440044-9
Lector 3

UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI

DIRECCIÓN DE POSGRADO

MAESTRÍA EN ELECTROMECAÁNICA

Título: Modelación de un prototipo rehabilitador de muñecas para personas con discapacidad motriz.

Autor: Eliza Verónica Sailema Sailema

Tutor: Freire Andrade Verónica Paulina. Ing. Ms.C.

RESUMEN

La presente investigación tiene como objetivo la caracterización de un prototipo electromecánico rehabilitador, que aporte a las ciencias médicas en la recuperación física motriz mediante las terapias activas que se aplican a los pacientes que sufran este tipo de incapacidad ya sea de origen congénito o adquirido. Para el proceso del diseño asistido por computadora CAD se utiliza el software SolidWorks donde se elabora el modelado del mecanismo de las falanges de los cinco dedos de la mano, tomando en consideración la antropometría del cuerpo humano, la impresión se efectúa mediante la manufactura aditiva o fabricación asistida por computadora CAM utilizando el material denominado ácido poliláctico PLA por sus propiedades mecánicas, como la rigidez de excelente resistencia estructural en el prototipo, la fase electrónica se programa en el lenguaje propio del Arduino Mega 2560 representado en el diagrama de flujo de la programación, y el sistema eléctrico se aplica mediante motores de corriente directa de 6V con una relación de 1 a 75, con caja reductora los cuales son alojados en cada dedo encargado de generar los movimiento de extensión y flexión de los dedos de la mano. Los movimientos de flexión oscilan de $\pm 100^\circ$ hasta 105° y los movimientos de extensión oscilan de 0° hasta 45° , mediante las pruebas se obtiene como resultado de la flexión 104.8° y de la extensión de 0.7° cumpliendo con los parámetros establecidos para su correcto funcionamiento. En lo que concierne a la línea de investigación: diseño, construcción y mantenimiento de elementos, prototipos y sistemas electromecánicos defiere soluciones técnicas al problema en el proceso de rehabilitación orientado a la salud.

PALABRAS CLAVE: Prototipo electromecánico; rehabilitador; grados de libertad; antropometría; manufactura aditiva; ácido poliláctico PLA.

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE COTOPAXI
DIRECCIÓN DE POSGRADO**

MAESTRÍA EN ELECTROMECAÁNICA

Topic: "Modeling of a hand wrist rehabilitative prototype for people with motor disabilities."

Author: Eliza Verónica Sailema Sailema

Tutor: Freire Andrade Verónica Paulina. Ing. Ms.C.

ABSTRACT

The objective of this research is the characterization of an electromechanical rehabilitator prototype, which contributes to medical sciences in the physical motor recovery through active therapies applied to patients suffering from this type of disability either congenital or acquired. For the CAD computer aided design process, the SolidWorks software is used, where the modeling of the mechanism of the phalanges of the five fingers of the hand is elaborated, taking into consideration the anthropometry of the human body, the impression is made by additive manufacturing or CAM computer aided manufacturing using the material called PLA polylactic acid for its mechanical properties, The electronic phase is programmed in the language of the Arduino Mega 2560 represented in the programming flowchart, and the electrical system is applied by direct current motors of 6V with a ratio of 1 to 75, with gearbox which are housed in each finger responsible for generating the movement of extension and flexion of the fingers of the hand. The flexion movements range from $\pm 100^\circ$ to 105° and the extension movements range from 0° to 45° . The result of the tests is 104.8° of flexion and 0.7° of extension, complying with the parameters established for its correct operation. Regarding the research line: design, construction and maintenance of elements, prototypes and electromechanical systems, it provides technical solutions to the problem in the rehabilitation process oriented to health.

KEYWORDS: Electromechanical prototype; rehabilitator; degrees of freedom; anthropometry; additive manufacturing; PLA polylactic acid.

Yo, Mg Marco Paúl Beltrán Semblantes con cédula de identidad número 0502666514 MAGÍSTER EN LINGÜÍSTICA APLICADA A LA ENSEÑANZA DEL INGLÉS COMO LENGUA EXTRANJERA con número de registro de la SENESCYT: 1020-2021-2354162; **CERTIFICO** haber revisado y aprobado la traducción al idioma inglés del resumen del trabajo de investigación con el título: "Modelación de un prototipo rehabilitador de muñecas para personas con discapacidad motriz" de: Eliza Verónica Sailema Sailema aspirante a Magíster en Electromecánica.



MARCO PAUL
BELTRAN
SEMBLANTES

Mg. Marco Paúl Beltrán Semblantes
0502666514



Latacunga, enero, 12, 2022

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN.....	viii
ABSTRACT.....	ix
INTRODUCCIÓN	15
Antecedentes	15
Planteamiento del problema.....	16
Objetivo General:.....	19
Objetivos Específicos:.....	19
Tabla 2. Sistemas de tareas en relación a los objetivos específicos.....	20
Justificación y/o importancia de la investigación	21
Hipótesis.....	21
CAPÍTULO I FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.....	22
1.1 Introducción y objetivo del capítulo	22
1.2 Antecedentes de la investigación o fundamentación del estado del arte	22
1.3 Fundamentación Teórica.....	29
1.3.2 Variable Dependiente.....	43
1.4 Descripción del objeto de estudio:	52
1.5 Conclusiones Capítulo I.....	54
CAPÍTULO II. MATERIALES Y MÉTODOS.....	56
2.1 Introducción y objetivo del capítulo	56
2.2 Diseño conceptual del mecanismo	56
2.3 Conclusiones	73
CAPÍTULO III ANÁLISIS DE RESULTADO.....	75
3.1 Introducción y objetivo	75
3.2 Análisis de los resultados	75
3.3 Valoración técnica y económica de la investigación	88
3.4 Impacto de la investigación.....	92
CONCLUSIONES GENERALES	93
RECOMENDACIONES	94
ANEXOS	100

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de Ishikawa	18
Figura 2. Función del mecanismo.	24
Figura 3. Prototipo construido del exoesqueleto del dedo	25
Figura 4. Renderizado de prótesis en software SolidWorks	26
Figura 5. Mano electrónica modelado en SolidWorks.....	32
Figura 6. Impresora 3D.	32
Figura 7. Eslabones de diferente orden	34
Figura 8. Juntas pares de varios tipos	35
Figura 9. Mecanismos de cadena	35
Figura 10. Filamentos de PLA	40
Figura 11. Control de posición.....	41
Figura 12. Servomotores monofásicos.....	42
Figura 13. Servomotor eléctrico de gran potencia	43
Figura 14. Ejercicios de flexión y extensión.....	43
Figura 15. Lesiones del tendón flexor.....	44
Figura 16. Dedo flexible con déficit de extensión	44
Figura 17. Zonas de lesiones del tendón extensor.....	45
Figura 18. Inmovilización de la mano con la muñeca en 30° de extensión.	46
Figura 19. Férula posterior con bloqueo en extensión	46
Figura 20. Simulación del movimiento de un dedo.	48
Figura 21. Prototipo diseño 1	48
Figura 22. Prototipo diseño 2	49
Figura 23. Prototipo diseño 3	50
Figura 24. Enumeración de los dedos de la mano.....	50
Figura 25. Modelo cinemático de una mano.....	52
Figura 26. Esquema de los dedos de tres eslabones seriales.....	53
Figura 27. Control de servomotores.....	54
Figura 28. Fases del diseño conceptual.....	56
Figura 29. Parámetros de medición de los dedos sujeto de estudio	58
Figura 30. Medidas mínimas.....	58
Figura 31. Medidas máximas	59

Figura 32. Desplazamiento extremo distal para eslabones de medidas mínimas .	60
Figura 33. Desplazamiento extremo distal eslabones para medidas máximas	60
Figura 34. Relación entre los subsistemas electrónicos	62
Figura 35. Diagrama de conexiones simulado en Proteus	64
Figura 36. Proteus	65
Figura 37. Arduino Leonardo.....	65
Figura 38. Venta del SolidWorks.....	66
Figura 39. Plano del trabajo	67
Figura 40. Croquizado bidimensional	67
Figura 41. Operación tridimensional.....	68
Figura 42. Ensamble de un diseño biomecánico	68
Figura 43. Estudio de movimiento	69
Figura 44. Formato A4	69
Figura 45. Formato A3 – A0	70
Figura 46. Sistema de manufactura.....	70
Figura 47. Pantalla Peretier-Host	72
Figura 48. Pantalla Peretier-Host calibración de la boquilla	72
Figura 49. Regulación de la impresora	72
Figura 50. Impresión 3D	73
Figura 51. Diseño mecánico del prototipo rehabilitador.....	76
Figura 52. Mecanismo cadena abierta.....	77
Figura 53. Diagrama de cuerpo libre.....	81
Figura 54. Diagrama de control	82
Figura 55. Diagrama de conexión del Arduino	83
Figura 56. Esquema de conexión de la programación	84
Figura 57. Módulo L298 conexión motores.....	85
Figura 58. Articulación interfalángica IF.....	86
Figura 59. Flexión interfalángica proximal del dedo índice	87
Figura 60. Tipo de discapacidad en el Ecuador	93

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Matriz de Operacionalización de las variables	19
Tabla 2. Sistemas de tareas en relación a los objetivos específicos.....	20
Tabla 3: Características de los programas CAD	30
Tabla 4: Características mecánicas de materiales	37
Tabla 5: Propiedades físicos-mecánicas.....	39
Tabla 6: Especificaciones de los servomotores.....	41
Tabla 7: Descripción de las zonas de lesiones del tendón extensor.....	45
Tabla 8: Fracturas falángicas y medidas terapéuticas	47
Tabla 9: Movimientos	50
Tabla 10: Medidas respectivamente en la articulación	51
Tabla 11: Características principales de los prototipos rehabilitador de los dedos de las manos.....	53
Tabla 12: Medidas antropométricas de las falanges	57
Tabla 13: Nomenclatura de las medidas mínimas y máximas	59
Tabla 14: Distancia de los segmentos para el mecanismo de eslabones.....	61
Tabla 15: Parámetros de diseño	61
Tabla 16: Fuerza y torques.....	62
Tabla 17: Características de los elementos electrónicos	63
Tabla 18: Datos del servomotor	64
Tabla 19: Dimensiones de la longitud de las falanges en milímetros	76
Tabla 20: Dimensiones del espesor en milímetros de las falanges	77
Tabla 21. Mecanismo escalado	78
Tabla 22. Fuerzas de reacción.....	78
Tabla 23. Análisis estático tensiones	79
Tabla 24. Análisis estático factor de seguridad.....	79
Tabla 26: Características técnicas de los motores.....	80
Tabla 27: Salidas digitales del prototipo.....	83
Tabla 28: Pines de los motores.....	84
Tabla 29: Opciones de ejecución del algoritmo.....	85
Tabla 30: Movimiento del dedo pulgar.....	86
Tabla 31: Resultado de las pruebas de movimiento dedo pulgar.....	86

Tabla 32:Articulaciones interfalángicas proximales de los dedos de la mano.....	87
Tabla 33: Movimientos del prototipo.....	88
Tabla 34: Resultados de las pruebas de movimiento	89
Tabla 35:Valor promedio de los ángulos de movimiento	89
Tabla 36: Valoración Económica.....	90
Tabla 37: Plan de inversión.....	90
Tabla 38. Tabla proyección evaluado	91

INTRODUCCIÓN

Antecedentes:

Este proyecto está enmarcado en la línea de investigación de la Universidad Técnica de Cotopaxi que corresponde a los “Procesos Industriales” y en la sublínea “Diseño, construcción y mantenimiento de elementos, prototipos y sistemas electromecánicos”. Dentro de la investigación planteada tiene como propósito el diseño y la construcción de la parte mecánica y eléctrica de un dispositivo que permita emular los movimientos de los dedos de las manos mediante los elementos electromecánico, aportando al proceso de rehabilitación.

Desde épocas remotas el ser humano viene resolviendo problemas concretos y construyendo conocimientos científicamente ordenados, el proceso industrial un factor importante para la elaboración de un gran número de productos mediante el diseño, la simulación, y la experimentación satisfaciendo las necesidades de la humanidad.

En el área de la medicina los equipos e instrumentos que se utilizan principalmente para la rehabilitación de personas con problemas de movilidad motriz en los dedos de las manos, se desarrollan mediante prototipos que están formadas por partes mecánicas. En el Plan Nacional de Desarrollo Todo una Vida 2017-2021, Objetivo 3, incentivan a los pacientes con discapacidad aplicando la intervención emblemática denominado:

Misión “Las Manuelas” Las personas con discapacidad, grupo de atención prioritaria, requieren un cuidado especial que se conseguirá mediante mecanismos de respuesta inclusivos e integrales, para lo cual esta intervención emprenderá la actualización de información, provisión de ayuda técnica, pensiones asistenciales y vivienda, así como servicios de salud, inclusión laboral, educativa y comunitaria. Misión que se puede mejorar con el aporte formativo como se detalla en la siguiente política:

Política 5.6 Promover la investigación, la formación, la capacitación, el desarrollo y la transferencia tecnológica, la innovación y el emprendimiento, la protección de la propiedad intelectual, para impulsar el cambio de la matriz productiva mediante la vinculación entre el sector público, productivo y las universidades. [1]

Planteamiento del problema:

El prototipo rehabilitador de los dedos de las manos para personas con discapacidad motriz, dilata su importancia en el mundo, como constancia se detallan las investigaciones realizadas:

En el continente europeo los estudiantes de la Universidad de Salamanca más antigua de España y del mundo hispánico y la tercera más antigua de Europa elaboran un: Prototipo de exoesqueleto biónico para personas sin movilidad en las manos. Todo comenzó cuando una niña tenía problemas de movilidad en las manos y los médicos no podían ayudarle, ahí es cuando realizaron el estudio del arte y determinaron que no existía prótesis con movilidad.

Mediante el concurso HACKFORGOOD mundo de proyectos obtuvieron el financiamiento por participar y ganar como el mejor proyecto emprendedor, 'In my hand' es un proyecto basado en el desarrollo de un exoesqueleto biónico, que permite a las personas que hayan perdido movilidad en una de sus manos poder realizar rutinas del día a día, así como realizar rehabilitación mediante una app. Este dispositivo, "ligero y sencillo de utilizar", permite a sus usuarios realizar ejercicios de recuperación en su propia casa. [2]

En América Latina la Universidad Distrital Francisco José de Caldas Colombia publica un artículo científico denominado: Prototipo de mano robótica inspirada en la mano humana. Los criterios que definieron para desarrollar y determinar, la mejor forma de realizar el prototipo se basa en un análisis de costos, diseño morfológico, movimiento de la estructura mecánica, programación, control, articulación y materiales con el fin de elaborar un prototipo más próximo a la de la mano real y obtener los mejores resultados bajo la metodología de la investigación, diseño, evaluación, construcción y documentación. [3]

La Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Aplicadas de la Carrera de Electromecánica de la Universidad Técnica de Cotopaxi mediante el proyecto de titulación investigan: Diseño e implementación de un sistema de control electrónico a través de un micro controlador con señales mioeléctricas para el mejoramiento de la movilidad de un prototipo de prótesis de antebrazo humano izquierdo.

La situación problemática es la limitación de las prótesis en el diseño, pues tiene que acoplarse según la necesidad física del individuo el siguiente problema es que las prótesis son únicamente mecánicas no cuentan con un sistema de control electrónico que genere su funcionalidad en el objeto. [4]

En el presente proyecto de investigación se han detectado como causas de relevancia del objeto de estudio las siguientes:

- **Poca investigación de equipos de rehabilitación**

Al ser un país en desarrollo penuria la tecnología e instrumentación aplicable al área de prototipos de rehabilitación y surge la necesidad de nuevos conocimientos y disposición de aparatos tecnológicos en la salud, como por ejemplo una mano biónica que ayuda a los pacientes a recuperar el movimiento a través de un procedimiento personalizado que garantiza la seguridad del mismo.

- **Falta de profesionales especializados**

Lucy Barba, directora del CRIE (Centro de Rehabilitación Integral Especializado), de Conocoto en Quito, dice que el problema es que falta “recurso humano” en Ecuador ninguno tiene un título que certifique su profesión. Las personas de presupuesto bajo, que es, en su mayoría después sufrir un desperfecto en sus extremidades superiores deben asistir a terapia, pero no tienen un seguro de centros de rehabilitación y deben esperar por semanas para poder tener un turno en las casas de salud públicas. Y cada vez que se necesiten ajustes o cambios, este proceso se debe comenzar otra vez. [5]

- **Alto costo de equipos de rehabilitación importados**

Los instrumentos médicos representan un alto costo que implica comprar e importar dichos dispositivos de última tecnología limitando la asistencia de una recuperación de calidad. El proceso de rehabilitación de muñeca y mano simultáneamente se realizan mediante terapia pasiva utilizando objetos usuales, proceso dificultoso, para generar la movilidad y fortalecimiento de la mano. El factor económico limita la obtención de los equipos y marca la diferencia en una sociedad en crecimiento.

- **Escases de materiales y elementos**

El material o la materia prima para la elaboración del prototipo deben ser totalmente seleccionados entre sus componentes, elegir un material fuerte y duradero, debido a que anteceden algún tipo de sustancias tóxicas que no es compatible con la piel. Las causas y subcausas del objeto de estudio se aprecia en el siguiente diagrama:

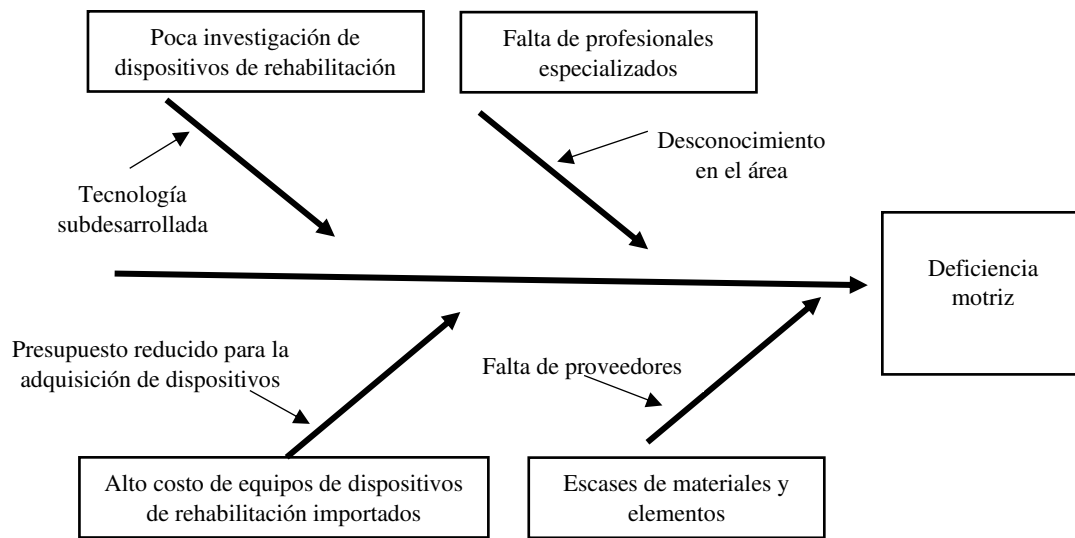


Figura 1. Diagrama de Ishikawa

Formulación del problema:

En efecto el problema es la deficiencia motriz que limita severamente los movimientos y desplazamientos de manera total o parcial de los dedos de la mano dificultando la coordinación del mismo, de manera transitoria o permanente.

Objeto de estudio

Prototipo rehabilitador electromecánico

Campo de acción

La Tecnología Médica apoya científicamente y tecnológicamente al diagnóstico y tratamiento que requiere de la aportación técnica, que según la Nomenclatura internacional de UNESCO para los campos de Ciencia y Tecnología so:

3311Tecnología de la Instrumentación

3311.10 Instrumentos Médicos

3314Tecnología Medica

Variables del proceso

Las variables de estudio en la presente investigación se determinan según la relación de dependencia, variable independiente y variable dependiente. Los indicadores a estudiar son los siguientes.

Tabla 1. Matriz de Operacionalización de las variables

Variable Independiente: Parametrización de los ángulos interfalángicas			
Concepto	Categoría	Ítem	Instrumentos
Valores sexagesimales asignados para modificar o influir en su comportamiento.	Ángulos extensión	° grados	Revisión
	Ángulos flexión	° grados	bibliografía
	Falanges	mm	Calibrador
Variable Dependiente: Grados de libertad GDL para la amplitud de movimiento			
Concepto	Categoría	Ítem	Instrumentos
Estado cinemático del sistema mecánico	Eslabones	mm	SolidWorks
	Juntas	mm	
	Mecanismo	mm	
	GLD	-	Ecuación

Objetivo General:

Modelar un prototipo electromecánico rehabilitador de los dedos de las manos para personas con discapacidad motriz utilizando el software asistido por computadora.

Objetivos Específicos:

- Investigar en fuentes bibliográficas de relevancia científica sobre la problemática, objeto y variables de prototipos electromecánicos para rehabilitación de las manos en personas con discapacidad.
- Diagnosticar los pacientes con discapacidad que requieren este tipo de prototipos en el Ecuador, así como los materiales directos y las técnicas de fabricación del prototipo.

- Realizar los cálculos de diseño para la implementación en 2D y 3D acordes a la Antropometría que debe tener el prototipo electromecánico con personas con discapacidad motriz.
- Efectuar pruebas de funcionamiento y movilidad del prototipo electromecánico.

Tabla 2. Sistemas de tareas en relación a los objetivos específicos

Objetivos específicos	Actividades	Resultado de la actividad	Descripción de la actividad
Investigar en fuentes bibliográficas de relevancia científica sobre la problemática, objeto y variables de prototipos electromecánicos para rehabilitación de las manos en personas con discapacidad.	Búsqueda de información en revistas indexadas, artículos científicos. Recopilación de información de prototipos modernos.	Diferentes prototipos de rehabilitación para personas con discapacidad motriz.	SCOPUS Latindex Dialnet Redalyc Scholar.google
Diagnosticar los pacientes con discapacidad que requieren este tipo de prototipos en el Ecuador, así como los materiales directos y las técnicas de fabricación del prototipo.	Búsqueda de las estadísticas de los pacientes con discapacidad motriz. Visita a un médico terapéutico.	Datos reales de los pacientes.	Investigación exploratoria.
Realizar los cálculos de diseño para la implementación en 2D y 3D acordes a la Antropometría que debe tener el prototipo electromecánico con personas con discapacidad motriz.	Modelado del prototipo electromecánico. Dimensiones de la mano.	Simulación de movimiento del prototipo.	Programa asistido por computadora SolidWorks. Norma DIN 33402 Médico
Efectuar pruebas de funcionamiento y movilidad del prototipo electromecánico.	Experimento con el objeto de estudio.	Cubre los grados de libertad de los dedos de la mano.	Datos cualitativos, cuantitativos y mixtos. Investigación aplicada

Justificación y/o importancia de la investigación

Mediante esta investigación se desarrolla un prototipo electromecánico con la capacidad de generar movimientos a través del control electrónico y una interfaz de fácil manejo para la terapia física de rehabilitación de las personas con discapacidad motriz en los dedos de las manos. Los prototipos de rehabilitación son tecnologías que están mejorando constantemente en el área de la medicina aportado al desarrollo.

Los instrumentos médicos son importantes y esenciales en la fisioterapia para que la prevención, el diagnóstico, el tratamiento y la rehabilitación de enfermedades y dolencias, el desarrollo de nuevas técnicas, incluidos los Objetivos de Desarrollo Sostenible, depende de que se fabriquen, regulen, planifiquen, evalúen, adquieran, gestionen y utilicen dispositivos médicos de buena calidad, seguros y compatibles con los entornos en que se emplean. [6]

El impacto que tiene el proyecto es de carácter social por la contribución tecnológica hacia las personas con discapacidad motriz y económica el cual se pretende generar interés para los fabricantes de prótesis que actualmente trabajan de forma empírica, con costos gravosos para su adquisición. El cual se puede ejecutar a un mediano plazo.

Mediante la investigación científica (libros, tesis, congresos, revistas, ensayos, normas, manuales, etc.) se reúne todo el contenido temático técnico - profesional sobre la ciencia de los prototipos, y de esa información se realiza un modelado tridimensional utilizando software CAD/CAM.

Hipótesis

Los grados de libertad del prototipo electromecánico rehabilitador de los dedos de las manos permitirá la reproducción de la amplitud de la extensión y flexión de las falanges.

CAPÍTULO I FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 Introducción y objetivo del capítulo

El avance en equipos de rehabilitación terapéutica para personas con discapacidad motriz progresa en los países desarrollados hasta el punto de generar manos biónicas funcionales capaces de ejecutar las ordenes que emite el cerebro del paciente y recuperar la movilidad. Mediante la información obtenida en las bases de datos bibliográficos se identifica los principales aspectos del diseño de los instrumentos médicos donde se aplica la mecánica biónica a través de herramientas tecnológicas que simulen el funcionamiento, para lo cual optan por programas como CAD (Diseño Asistido por Computadora), SolidWorks, Matlab, AutoCAD, Inventor, CAM (Manufactura Asistida por Computadora) y la tecnología de la impresión 3D. La materia prima que se utiliza son los termoplásticos fabricados con polímero que se destacan por sus propiedades y su capacidad de reutilización. El objetivo es explorar, desde la evidencia científica actual, las intervenciones y la eficacia de los dispositivos de rehabilitación motora de los dedos de las manos.

Aplicando el estudio de la Antropometría (Medida del hombre), se especifica las dimensiones corporales de los dedos de la mano para el diseño estándar del objeto de estudio, utilizando técnicas sistematizadas que expresan cuantitativamente las dimensiones del cuerpo humano, cuyas medidas son representadas mediante mecanismos denominados eslabones según el grado de libertad expresados como diseño de máquinas.

1.2 Antecedentes de la investigación o fundamentación del estado del arte

Las manos robóticas han mostrado un gran potencial para hacer utilizadas como prótesis debido a sus ventajas de producir diseños ligeros, así como su facilidad de fabricación, a continuación, se presenta los trabajos e investigaciones dentro del ámbito científico universal relacionados con el objeto de estudio:

Luke Connal, de la Universidad Nacional de Australia realiza una investigación con el nombre de "Mano protésica robótica blanda impresa en 3D X-Limb" que corresponde a la prótesis de una mano blanda ultraligera y multifuncional [7], con capacidad de articulación múltiple, agrupadas en tres categorías: mecánicas,

morfológicos y cinodinámicos que alcanza un peso de 253gr, tres tipos de agarres con capacidad de movimiento individual de los dedos, fuerza de agarre de 21.5N, velocidad de flexión de los dedos de 1.3 segundos, trabajo destacado en la investigación protésica que posibilita la transmisión de estos diseños en las aplicaciones del mundo real mediante la explotación de la impresora 3D monolítica de materiales blandos que incorpora juntas de flexión encerradas por membranas en los diseños de los dedos y realizar las actividades de la vida diaria [8].

En el año 2018, D. Lopesino, de la Universidad Politécnica de Madrid realiza una investigación denominada "Análisis y mejoras del diseño de una mano protésica" en este trabajo se presentan mejoras en el diseño de una prótesis de mano; así como el perfeccionamiento de la mecánica que se utiliza para su funcionamiento y fabricación aditiva que cuenta con ciertos movimientos exclusivos prediseñados para reformar la fuerza de agarre de la prótesis y la estética antropomórfica y antropométrica, es decir, con el mayor parecido posible a la mano humana. La metodología del diseño mecánico de los dedos se realiza mediante el mecanismo de barras, la modelación y simulación mecánica se elabora utilizando el software Matlab y SolidWorks, el material para la impresión 3D del objeto de estudio es el ácido poliláctico (PLA) derivado del ácido láctico que es un material 100% renovable que aporta al impacto ambiental y socioeconómico al tratarse de un proyecto solidario y creativo. [9]

La Revista de Investigación y Ciencias de la Rehabilitación publica un artículo elaborado por la Universidad Islámica de Azad titulado "Diseño, Análisis y Control del Robot de Rehabilitación 4 Dedos" para aquellas personas con discapacidad motriz en los dedos de las manos, brindando la oportunidad de revertir su capacidad a la normalidad con la ayuda de los robots de rehabilitación, consiste en el diseño por análisis y control del robot de rehabilitación 4 dedos, aplicando el método experimental. El diseño y el modelado para este estudio abarca la anatomía humana, ejercicios de los dedos terapéuticos, el modelado aplicando el método de los elementos finitos, algoritmos sistema de control, controladores PID, motores DC, etc., para generar un nuevo mecanismo alcanzando el nivel de movimientos y control esperado. [10]

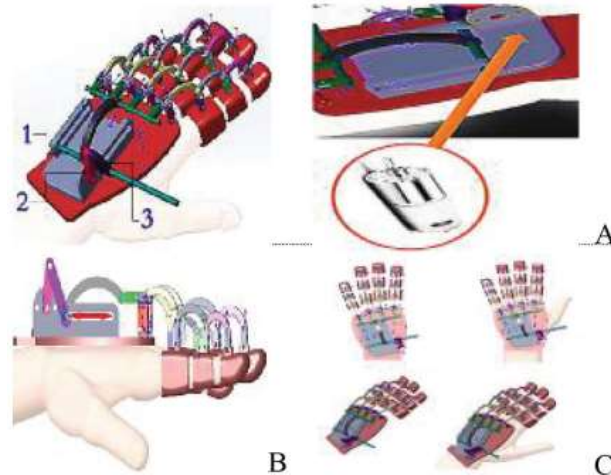


Figura 2. Función del mecanismo, A) ubicación puesta del motor del robot, B) movimiento lineal del movimiento, C) conexión del robot a la mano.

Fuente: [10]

“Un robot de exoesqueleto de dedo para la rehabilitación del movimiento de los dedos” es la investigación realizada por el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Nacional Central de Taiwán, el dispositivo está diseñado para usarse en el lado dorsal de la mano que ayuda en el movimiento de rehabilitación de los dedos. El modelado y simulación del robot exoesqueleto se realizó en el software SolidWorks y Autodesk Inventor para el análisis de elementos finitos, el material utilizado para la impresión 3D es el PLA (Poly Ácido Láctico) que se usa en la ingeniería biomédica por sus propiedades mecánicas en criterio de fracturas por tensión, para generar y controlar los movimientos, también se aplica una placa de Arduino que controla el motor paso a paso que se manipula mediante comandos de voz del usuario. El robot se utiliza para flexionar y extender los dedos que ayuda en la rehabilitación del enderezamiento. [11]

La Universidad de Nottingham del Reino Unido en el año 2020 realiza la siguiente investigación denominada “Diseño de un mecanismo de conducción de dos DOFs para un exoesqueleto de dedos asistido por movimiento” está diseñado como un mecanismo portátil en serie con 2 grados de libertad, el diseño cinemático se realiza mediante el software Visión Toolbox de Matlab para analizar los movimientos de agarre que realiza el mecanismo, la fabricación se obtiene mediante la impresión 3D. Para el accionamiento de los motores se utiliza el microcontrolador Arduino

conectado a una fuente de alimentación externa como de muestra en la figura 3, que ayuda a la asistencia y rehabilitación de dedos humanos [12].

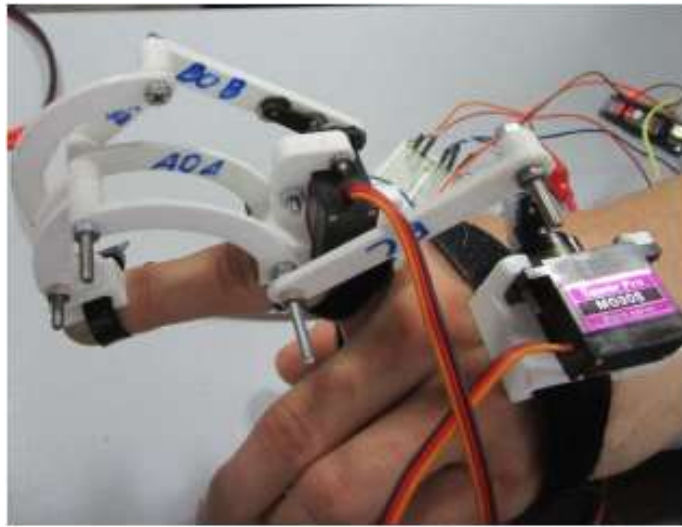


Figura 3. Prototipo construido del exoesqueleto del dedo
Fuente: [12]

América Latina y el Caribe reconoce la importancia de la rehabilitación y procura ampliar la asistencia técnica, mediante la investigación científica, en los siguientes trabajos se presenta los principales alcances obtenidos:

En el año 2019 los investigadores, V. Alvarado, J. Sánchez y J. Gómez, publican en la Revista Chilena de Ingeniería el artículo denominado “Adquisición de señales SEMG con electrodos secos para el control de movimiento de dedos en una prótesis robótica fabricada en una impresora 3D”, el cual desarrolla un prototipo avanzado para personas con discapacidad motriz en los dedos, utilizando la electromiografía que es una técnica de registro gráfico de la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos. A diferencia de los trabajos anteriores, esta investigación se centró en el desarrollo de electrodos secos de acero inoxidable, donde el electrodo y la superficie de la piel hacen contacto para detectar el impulso eléctrico del músculo a través del amplificador instrumental cuya señal puede variar dependiendo de la sensibilidad que se requiera y el control de la prótesis, con la posibilidad de realizar el movimiento de dedos en forma secuencial mediante el uso de sensores. [13]

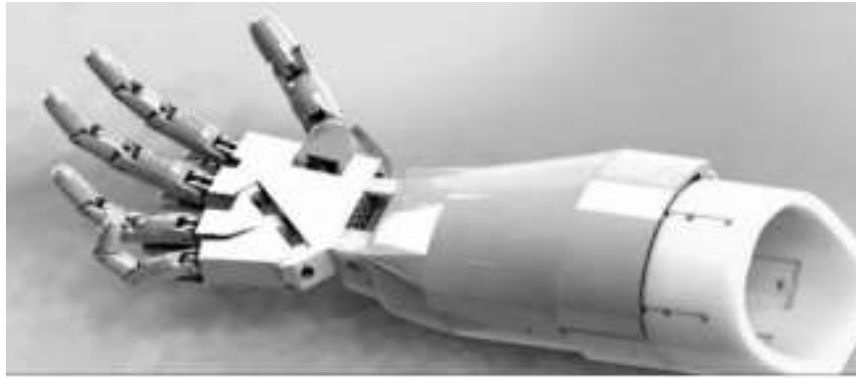


Figura 4. Renderizado de prótesis en software SolidWorks
Fuente: [13]

La Universidad Autónoma del Estado de México realiza el “Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz sEMG” con un sistema de 20 a 26 grados de libertad, donde cada grado de libertad representa un tipo de movimiento de la articulación. El tamaño adecuado de la prótesis para la población mexicana, parten de las medidas antropométricas de la mano izquierda, los cuales son diseñados utilizando el software SolidWorks 2018, para ser fabricada por medio de impresiones 3D en un material resistente a la flexión como es el termoplástico ácido poliláctico (PLA). Para la transmisión de movimiento de la prótesis se considera la transmisión de poleas, cada polea tiene un actuador que se activa por la conexión de los servomotores, circuitos de adquisición EMG y una tarjeta Arduino para presionar las teclas. [14]

La Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones de la Universidad del Cauca Colombia, realiza la siguiente investigación titulada: “Prótesis de mano virtual por señales encefalografías – EEG”, es una de las investigaciones que trata de generar movimiento mediante las señales eléctricas producidas por el cerebro a través de las neuronas del sistema nervioso, estos bioseñales es lo que se conoce como electroencefalograma (EEG). Para el modelado de la prótesis de la mano virtual se realiza utilizando el lenguaje C++ en la plataforma Visual Studio, también hace uso de las librerías de visualización gráfica VTK ampliamente utilizada en aplicaciones médicas. Los experimentos que se realizan con la prótesis son: agarres de pinza fina, cerrar mano, abrir mano, agarre cilíndrico y finaliza con el agarre esférico. [15]

Martínez Díaz y Niño Vega, de la Universidad Pedagógica y Tecnológica de Colombia, realiza una investigación denominada: “Elaboración una mano robótica didáctica para la enseñanza de programación en Arduino, dirigida al nivel de educación media en una institución educativa de la ciudad de Duitama”. El diseño de la estructura mecánica se realiza en el software AutoCAD y Solid Edge, para la lectura de los sensores de control electrónico se utiliza una tarjeta Arduino, el movimiento se ejecuta mediante los servomotores. Los materiales del prototipo es PVC rígido en espiral anti-choque que soporta una presión de 150Psi, de nylon (hilo de fluorocarbón) transparente que permite la correcta operación del material de acuerdo a las elongaciones a las cuales serán sometidos. El proyecto es un material didáctico para los docentes y estudiantes que ayuda en la enseñanza de programación en las instituciones de educación media. [16]

En el año 2020, la Facultad Regional Deltas, de la provincia de Buenos Aires Argentina, construye una “Mano Biónica Prostéticas” cuyos movimientos se controlan mediante un software PC, utilizando sensores mioeléctrico con la ayuda de los conocimientos de varias ingenierías como la mecánica que ayuda en la estructura de la prótesis, la eléctrica para optimizar el uso de la energía, la química para desarrollar nuevos materiales como guantes que simulen la piel humana, entre otros [17], y satisfacer la ausencia de algunas extremidades corporales de discapacidad motora que según la OMS (Organización Mundial de la Salud), discapacidad se define como un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación, por consiguiente, es un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y de la sociedad en la que vive. [18]

En el Ecuador se trata de regularizar el conocimiento en el área de equipo de rehabilitación para personas con discapacidad motriz y físicas mediante las ciencias aplicadas, a través de los diferentes establecimientos de educación superior tratando de satisfacer parcialmente las necesidades de los pacientes como se detallan a continuación:

G. Toapanta, P. Benavides y W. Mosquera, estudiantes de la carrera de Ingeniería Mecatrónica, de la Universidad Técnica del Norte del Ecuador, realizan la

investigación del “Diseño de un Rehabilitador para Muñecas” cuyo estudio se realiza a partir de la biomecánica, antropometría y cinemática para generar los grados de libertad: flexión-extensión, abducción-aducción y pronación – supinación. La característica del dispositivo rehabilitador se basa en utilizar un sistema de control, accionado mediante una aplicación móvil con la posibilidad de obtener y almacenar información del paciente de la sesión de rehabilitación aplicando la tecnología de microcontroladores que permite que el dispositivo realice diferentes acciones mediante las líneas de programación. [19]

En el año 2018 la Escuela Politécnica Nacional realiza el “Diseño y construcción de un exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación del pulgar” la investigación del prototipo está formado por dos eslabones con curvatura para realizar la flexo-extensión, combinando con otro eslabón que se encarga de realizar la rotación, los materiales que se utiliza son ejes de acero AISI 1018 y engranajes cónicos de resina durable. El motorreductor se calcula mediante la tercera ley de Newton, sumatoria de torque el cual se obtiene una velocidad aproximadamente de 15rpm para generar los movimientos de la rehabilitación que se acciona por medio de un sistema electrónico compuesto por un microcontrolador Arduino Mega. [20]

La Escuela Superior Politécnica de Chimborazo realiza la investigación denominada: “Diseño e implementación de manos robóticas para la generación de movimientos del alfabeto dactilológico” el autor Amangandi Aguilar previa obtención del título de Magister en Sistemas de Control y Automatización Industrial, este proyecto facilitara el proceso de enseñanza/aprendizaje de personas con discapacidad auditiva el cual trata de innovar el sistema de educación que se imparte a dicha población. La metodología que se aplica para la ejecución de la investigación consiste en el diseño mediante el estudio de las medidas antropométricas de la mano humana, la modelación se realiza en el software SolidWorks originando un diseño inédito de las piezas y del ensamble, para el mecanizado se aplica la tecnología de impresión 3D. Utilizando el método de Euler-Lagrange se plantea un modelo dinámico que fija las posiciones y las coordenadas de las articulaciones que mediante el software LabVIEW se desarrolla una interfaz gráfica con 20 grados de libertad que alcanza un 89% de precisión en la generación de los movimientos del alfabeto dactilológico. [21]

En la ciudad de Ambato la Facultad de Ingeniería Mecánica investiga un proyecto técnico denominado: “Diseño de un mecanismo para controlar el movimiento de flexión - extensión corta para los dedos de una prótesis de mano” con la finalidad de buscar alguna solución mecánica y generar un mecanismo que produzca movimientos básicos de trabajo en los dedos de la mano humana enfocado a personas con discapacidad física de amputación transversal. Mediante las muestras antropométricas se obtiene las dimensiones para realizar el diseño de los eslabones usando el mecanismo de cuatro barras cruzadas, y para generar el movimiento se requiere de un micromotor con un torque mayor a 0.142Nm que se acople en el objeto de estudio que pesa 800gr. [22]

A través del “Diseño y construcción de un prototipo de mano robótica con arquitectura antropomórfica controlado mediante ondas cerebrales” la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE trata de solventar la necesidad de la comunidad con discapacidad. La investigación se basa en el modelado de los elementos, mediante en el software SolidWorks y para la manufactura se realiza en una impresora 3D con tecnología FDM (Modelado por Deposición Fundida), el movimiento se produce mediante un servomotor y para la adquisición de las ondas cerebrales se utilizó el lector MinWave de NeuroSky, que obtiene las señales del cerebro. [23]

1.3 Fundamentación Teórica

Desde la perspectiva teórica a continuación se detalla los aspectos sobresalientes de las características, metodología y procesos fundamentales sobre la investigación planteada, considerando la matriz de operacionalización de las variables independiente y dependiente.

1.3.1 Variable independiente

Dentro de la matriz de la variable independiente se consideran varias categorías de relevancia para su estudio y análisis, a continuación, se presenta las más importantes:

1.3.1.1 Diseño de prototipos CAD

Son sistemas de informática tecnológicas de última generación, nuevas formas de presentar y procesar la información, así como nuevos métodos de búsqueda de soluciones en términos de diseño, interacción humano-computadora que permite realizar un pre-diseño para evaluar los posibles problemas y defectos en el diseño de productos con el fin de mejorar y lograr un buen proceso de diseño en la etapa conceptual el cual permite visualizar mediante plataformas virtuales [24].

La aparición y desarrollo de las tecnologías aplicadas al diseño asistido por ordenador CAD de solución virtual para los problemas planteados, está enfocado en mejorar el diseño de un producto mediante la proyección del entorno tridimensional en una pantalla bidimensional, de la creación, modificación, simulación y documentación. [25]

El modelado 2D son imágenes que se componen en dos dimensiones no poseen profundidad, prácticamente son omnipresente debido a que se utiliza puntos, líneas, arcos y polígonos para generar una proyección aplanada del diseño o mecanismo. El modelado 3D tiene profundidad y complejidad, son tridimensionales tres ejes que se origina mediante un proceso de cálculos matemáticos sobre las entidades a modelar el cual permite formar una colección de puntos en el espacio que se visualiza a través de formas en tercera dimensión.

1.3.1.2 Características del modelado tridimensional

Son procedimientos que están definidos en un sistema de coordenadas que son procesados mediante un programa asistido por computadora donde se alcanza visualizar la ubicación espacial, el cual puede ser directamente medida en la realidad. El programa puede especializarse según las aplicaciones y las extensiones que sirven para importar de un programa a otro, como se muestra en la tabla 4.

Tabla 3: Características de los programas CAD

Programas 2D-3D	Extensiones
AutoCAD	.dwg .dxf
SolidWorks	.sldprt .sldasm
Inventor	.ipt .iam

En cuanto al software aplicado para el modelado de figuras, sistemas, procesos mecánicos se considera al AutoCAD y SolidWorks el cual se detalla su funcionalidad

- El AutoCAD (Diseño Asistido por Computadora) es un programa que permite realizar dibujo técnico y sólidos con el apoyo del computador incluyendo la generación de vistas isométricas [26], que simplifica las tareas de dibujo mediante el uso de las herramientas de construcción geométrica, ofreciendo una flexibilidad de diseño y redacción que consta de datos numéricos que describe la geometría del objeto interpretando las ramificaciones del objeto, en muchos casos se puede simular las condiciones del funcionamiento mediante el computador y observar los resultados.

Los modelos CAD se pueden transferir a equipos de fabricación como centros de mecanizados, tornos, fresadoras o máquinas de creación rápida de prototipos para fabricar el producto directamente [27].

El AutoCAD es el programa más utilizado para la arquitectura, el diseño eléctrico y la ingeniería mecánica.

- SolidWorks es una aplicación de automatización y diseño mecánico de funcionalidad eficaz que fomentan la innovación en los diseños compuesto por un paquete de software que se utiliza para crear piezas, ensambles, simulaciones y dibujos mediante la interfaz de usuario de Microsoft Windows. El diseño en 3D se establece desde el croquis creando dibujos en 2D para formar las piezas sólidas en los bloques de construcción.

La terminología del SolidWorks se emplea desde, el origen (0), que tiene como aspecto las coordenadas (X, Y, Z) del modelo, el plano es la geometría constructiva del croquis, el eje de origen es la línea recta que se utiliza para la creación de la geometría. También posee una biblioteca de elementos estándar CAD de SolidWorks que abarca componentes mecánicos, sistemas eléctricos, tuberías, símbolos, bloques, etc., preconstruida según las normas establecidas. [28].

El SolidWorks es el programa más utilizado en el diseño mecánico dentro de las industrias.

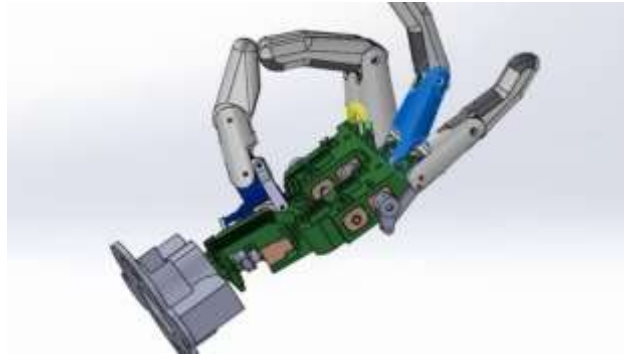


Figura 5. Mano electrónica modelado en SolidWorks

Fuente: [28]

1.3.1.3 Manufactura asistida por computadora CAM

La manufactura o fabricación es una fase de producción mediante la conversión de la información en cosas y las cosas en información a través de la programación, el cual permite optimizar los tiempos de fabricación por medio de la selección de herramientas y velocidades del mecanizado.

Entre los más destacados en la industria son las fabricaciones aditivas, y la tecnología CNC herramientas de control numérico.

- La fabricación aditiva o impresiones 3D se lo realiza mediante la aportación del material en vez de sustracción, partiendo de un archivo digital STL (Lenguaje Estándar de Teselación), se realiza mediante los diferentes procesos aditivos en los que se aplican capas sucesivas de materia para la creación del objeto tangible, es decir, una impresora 3D no entiende de diferencias en cuanto a la complejidad de forma, le cuesta el mismo esfuerzo fabricar algo simple o algo que desde el punto de vista humano se considere mucho más complejo, sin limitaciones, contrario al uso de herramientas de cortes y desbastes. [29]



Figura 6. Impresora 3D.

Fuente: [30]

En la actualidad las industrias utilizan la tecnología PolyJet que produce piezas, prototipos, herramientas de acabado suave y de gran precisión, con una resolución de capa microscópica que puede producir paredes finas y geometrías complejas en diferentes materiales, el funcionamiento es similar a la impresora inyectora de tinta, en lugar de inyectar gotas en papel, inyecta una bandeja de capas de fotopolímero líquido que se endurece brindando suavidad y precisión en la superficie. [31]

- La tecnología CNC (control numérico computarizado), es aplicable para el control y monitoreo de los movimientos de una máquina herramienta tanto estáticas como portátiles, podemos mencionar: fresadoras, tornos, rectificadoras, estampadoras, prensas, etc. Las máquinas cuentan con una computadora interna o externa, por el cual ejecuta los movimientos programados mediante un listado secuencial de instrucciones el cual debe contener toda la información requerida para el mecanizado de la pieza.

Cada máquina tiene su propio programa CNC escrito en un lenguaje denominado código G (**Ver Anexo 2**) que describe las funciones del movimiento de la máquina y código M que describe las funciones misceláneas que se requieren para el mecanizado. [32]

1.3.1.4 Mecanismo de barras

Los mecanismos son dispositivos mecánicos fundamentales para el diseño y la construcción de maquinaria y sus derivados ya que proporcionan movimiento sincronizado mediante sus partes denominado eslabones, elementos, miembro, barra o juntas.

Existe dos maneras de abordar el estudio mediante el análisis y la síntesis

- El análisis estudia la cinemática y la dinámica de un mecanismo que permite determinar la trayectoria de un punto de una barra o una relación de velocidades entre dos miembros.
- La síntesis consiste dimensionar y definir la estructura para que realice determinados movimientos a partir de las fuerzas previamente definidas. [33]

Un eslabón es un cuerpo rígido que posee por lo menos dos nodos que son puntos de unión con otros eslabones, como se muestra en la figura 7. Una junta o pares cinemáticos es una conexión entre dos o más eslabones, la cual permite algún movimiento entre los eslabones conectados. [34]

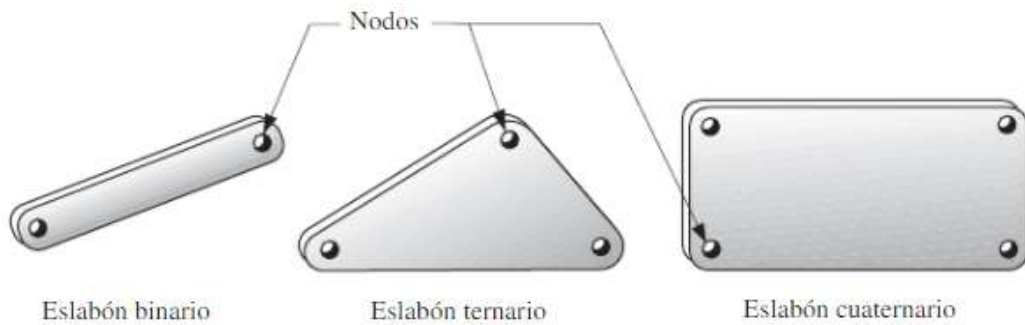
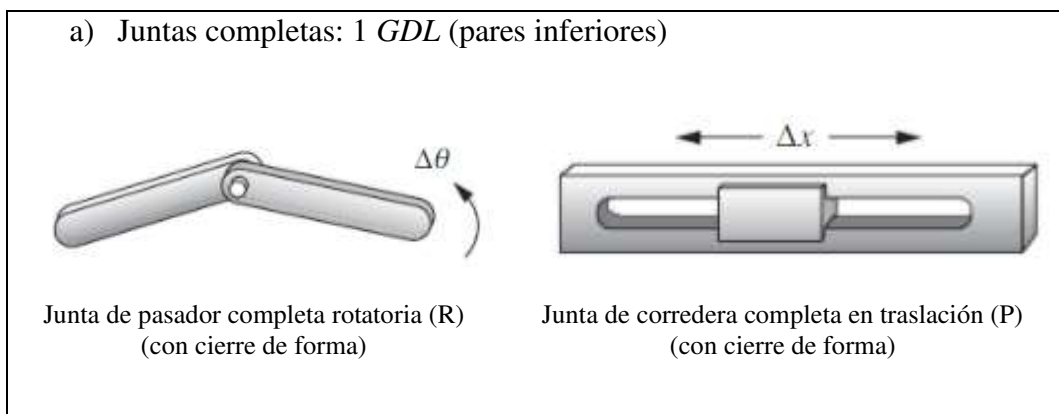


Figura 7. Eslabones de diferente orden

Fuente: [34]

Las juntas o pares son los que permite realizar algún tipo de movimientos entre los eslabones conectados entre sí.

- En la figura 9a muestra dos formas de juntas planas, de rotatoria (R) y de traslación (P), conocidas también como juntas completas (es decir, completa =1 *GDL*)
- En la figura 9b se muestra una junta de dos grados de libertad (pares superiores) que permite dos movimientos relativos independientes, es decir, de rotación y traslación, entre los eslabones conectados.
- En la figura 9c se muestra juntas de distintos órdenes, donde el orden de la junta es igual al número de eslabones menos uno ósea se requiere dos eslabones para formar una junta.



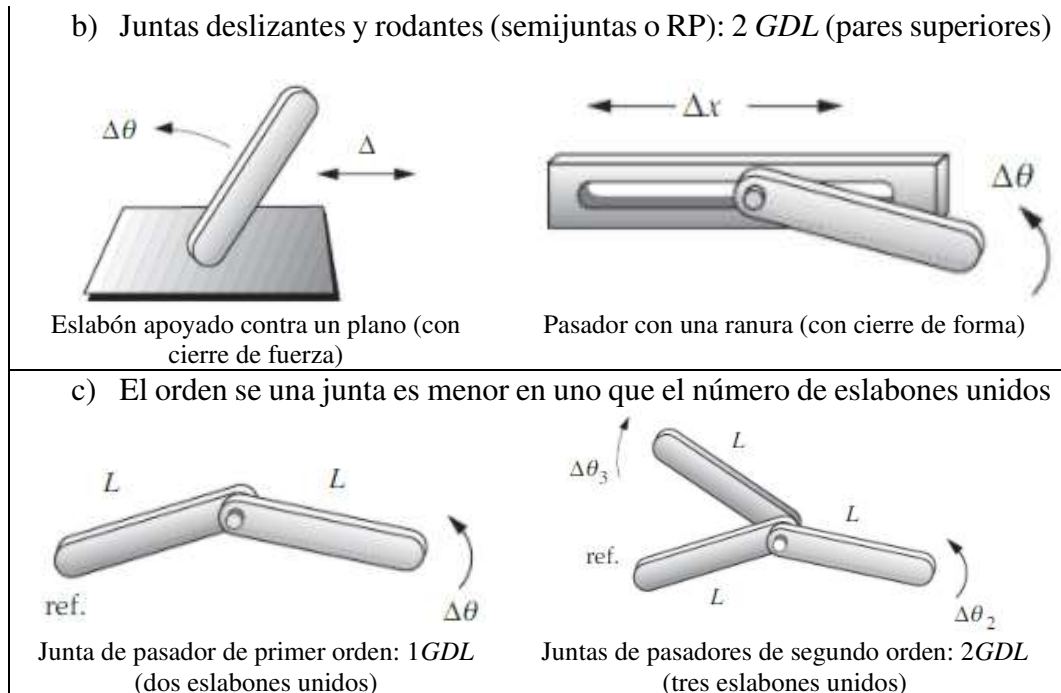


Figura 8. Juntas pares de varios tipos

Fuente: [34]

Los grados de libertad (*GDL*) es el número de entradas que se necesita proporcionar para crear una salida predecible o el número de coordenadas independientes requerido para definir su posición. Las cadenas cinemáticas o mecanismos pueden ser abiertos o cerrados, un mecanismo cerrado no tendrá puntos de fijación o nodos abiertos, pueden tener uno o más grados de libertad, un mecanismo abierto con más de un eslabón siempre tendrá más de un grado de libertad. [35]



Figura 9. Mecanismos de cadena

Fuente: [35]

Para determinar el grado de libertad *GDL* de cualquier mecanismo, se debe considerar el número de eslabones, así como la juntas y las interacciones entre ellos el *GDL* de cualquier ensamble se puede calcular utilizando las condiciones de Gruebler y Grashof.

- La condición Gruebler o también llamado Kutzbach permite tener el grado de movilidad de un mecanismo el criterio consiste en realizar una diferencia entre los grados de libertad de los eslabones del mecanismo y las restricciones impuestas por los pares cinemáticos.

$$M = 3L - 2J - 3G \quad \text{Ec 1.1}$$

Nomenclatura:

M = grado de libertad o movilidad

L = número de eslabones

J = número de juntas

G = número de eslabones conectados a tierra

- La condición de Grashof es una relación que predice el comportamiento de rotabilidad de las inversiones de los eslabones de cuatro barras basada solo en las longitudes donde por lo menos un eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto al plano fijo denominada cadena cinemática que se obtiene mediante la aplicación de la siguiente ecuación:

$$S + L \leq P + Q \quad \text{Ec 1.2}$$

S = longitud del eslabón más corto

P = longitud del eslabón más largo

L = longitud de un eslabón restante

Q = longitud de otro eslabón restante

1.3.1.5 Mecánica de los materiales

Estudia el comportamiento de los cuerpos sólido sometido a varios tipos de carga o esfuerzo involucrando métodos analíticos para determinar la resistencia, dureza, rigidez y elasticidad que son las características de deformación. La selección de un material para construir un objeto de estudio depende de sus propiedades físicas, sus características incluso del factor económico.

- Dureza es la resistencia de un material a la penetración por una herramienta con punta; el probador de dureza Brinell y el de dureza Rockwell son utilizados con frecuencia para elementos de máquinas. Para los aceros, se

aplica la dureza de Brinell y para los metales blandos se utiliza la dureza de Rockwell.

- Elasticidad es una medida de rigidez axial, de flexión, y torsional de un material, que tiene la capacidad de resistir fuerzas externas que actúen sobre la superficie sin perder su forma inicial.

Tabla 4: Características mecánicas de materiales

Nombre	E Mpsi	Dureza Rockwell
Grupos ABS	0.10-0.37	60-110R
Acrílico	0.20-0.47	92-110M
Nailon	0.18-0.45	112-120R
Polycarbonato	0.34-0.86	62-91M
Poliéster	0.28-1.6	65-90M

1.3.1.6 Clasificación de los polímeros

Los polímeros son materiales que forma parte de una amplia gama de productos industriales por sus cualidades, como la maleabilidad y la asepsia por ese motivo se utiliza en la industria médica.

Los requisitos de los materiales utilizados para la producción de dispositivos médicos establecidos por la Directiva 93/42/CEE del consejo estipula en el Artículo 3, los requisitos relativos al diseño y a la fabricación sus propiedades químicas, físicas y biológicas los productos deberán diseñarse y fabricarse con especial atención a:

La elección de los materiales utilizados, especialmente en lo que respecta a la toxicidad y, en su caso, la inflamabilidad;

La compatibilidad recíproca entre los materiales utilizados y los tejidos biológicos, células y líquidos corporales, teniendo en cuenta la finalidad prevista del producto;

Los riesgos de lesiones vinculados a sus características físicas, incluidas la relación volumen/presión, las características dimensionales, y, en su caso, ergonómicas; [36]

Los polímeros más utilizados son el PLA, ABS, PVA, NAILON, NinjaFlex [35] y se elige según la aplicación que se va a ejecutar:

- **PLA:** Ácido Poliláctico o poliácido láctico, es un polímero biodegradable procedente de maíz, almidón, yuca, o de caña de azúcar, se utiliza ampliamente en la impresión 3D en el proceso por deposición fundida (FDM), su temperatura de fusión: 160°-230°, según la Unión Internacional del Química Pura y Aplicada IUPAC, autoridad reconocida en el desarrollo de estándares para denominación de compuestos químicos no cumple con los criterios para la nomenclatura estándar, y es por tanto potencialmente ambiguo y confuso, ya que el PLA no es un poliácido sino es un poliéster.

El ácido poliláctico se ha convertido en un producto importante en la industria médica. Al poder ser asimilado por el organismo, ha encontrado múltiples aplicaciones en cirugía, ortopedia, ortodoncia, oftalmología, traumatología y otras ramas de la medicina y como soporte para el suministro controlado de numerosos medicamentos [37], y se utiliza en los siguientes campos:

Estructuras biodegradables para la ingeniería de tejido.

Implantes reconstructivos y bioabsorbibles.

Equipos e instrumental para cirujanos.

Implantes para fijación de fracturas.

Tratamiento de la lipoatrofia de la cara.

Placas absorbibles para fijación interna en fracturas de cara cirugía ortognática y cráneo facial.

- **ABS:** Acrilonitrilo butadieno estireno, es un plástico muy resistente al impacto no biodegradable debido a sus componentes mecánicos resistentes a ataques químicos y estabilidad a alta temperatura que son utilizados en calandrado y para la decoración de superficies por medio del pintado metalizado con mayor proporción de goma (60%), [38], estos materiales permite obtener acabados superficiales tipo espejo, la estabilidad dimensional y la habilidad para ser modelado con pequeñas tolerancias permite que sean utilizados cuando el dimensionamiento de dicha pieza ha de ser muy exacto, presenta buena resistencia a los hidrocarburos, aceites y grasa (aplicaciones mecánicas), el material no se descompone y se puede

utilizar para una nueva fabricación en las industrias. En la tabla 5 se detalla las propiedades físico-mecánicas:

Tabla 5: Propiedades físicos-mecánicas

Alargamiento en la rotura (%)	45
Coefficiente de fricción	0.654
Resistencia a la tracción (MPa)	41-45
Resistencia al impacto Izod (J/m^{-1})	200-400
Absorción de agua en 24 horas (%)	0.3-0.7
Densidad (g/cm^3)	1,07
Resistencia a la radiación	aceptable
Resistencia a los ultravioletas	alta

Fuente: [38]

- **PVA:** Alcohol Polivinílico, es un polímero soluble en agua se presenta en forma de gránulos o polvo blanco se han usado en medicamentos de liberación controlada [39], especial usados en impresoras de cabezas múltiples para objetos de formas complejas y aplicaciones especiales. Tiene alta resistencia y flexibilidad también se utiliza como materia prima para hacer otros polímeros su temperatura de fusión: 180°-200°.
- **NYLON:** (nylon; nilo) son polímeros sintéticos de moléculas de amida de cadena larga. Presenta enlaces de hidrógeno intermoleculares, lo cual facilita su cristalización, que muestra conformaciones de cadena extendida con hidrógeno unidos a sus vecinos, formando láminas bidimensionales de moléculas, es elástico, duradero, teñible y presenta una gran resistencia mecánica y química [40], de muy diversos usos tiene un buen acabado en impresión 3D sus características técnicas del nylon son:

 - Buenas propiedades mecánicas
 - Buena rigidez, dureza y estabilidad térmica
 - Buena absorción de la humedad
 - Alta resistencia a los impactos y golpes
 - Una buena capacidad de amortiguamiento
 - Buena resistencia a la abrasión

Las más importantes aplicaciones del nylon es como material industrial, como sustitución del metal en cojinetes, engranajes, levas, etc. El nylon es muy adecuado para estas aplicaciones por sus elevadas resistencias a la tracción y al impacto, estabilidad de forma de altas temperaturas, buena resistencia a la abrasión y propiedades autolubricantes como los cojinetes. La posibilidad de ser moldeado por inyección con tolerancias dimensionales pequeñas, unida a su ligero peso, da con frecuencia al plástico una ventaja de coste en las aplicaciones. Los rodillos, correderas y cerrojos de puertas se hacen frecuentemente de nylon. [41]

- **NinjaFlex:** Poliuretano termoplástico es un nuevo material resistente a la abrasión por lo que puede ser expuesto a temperaturas extremadamente altas, se utiliza para aplicaciones de recubrimiento [42], este material es altamente elástico y tiene muy buena resistencia a la abrasión que permite crear objetos flexibles con una apariencia exterior de alta calidad no contiene químicos tóxicos, no se recomienda para el uso alimenticio o médico.

La gran disponibilidad del material PLA tendrá un impacto ambiental significativo ya que reduciría drásticamente los desechos generados por los polímeros convencionales, entre los biopolímeros, el ácido poliláctico (PLA) es uno de los más prometedor es debido a sus propiedades mecánicas y biológicas, como la biocompatibilidad y biodegradabilidad, se ha utilizado con éxito en diferentes tipos de aplicaciones de gran interés práctico en las impresiones 3D. [43]



Figura 10. Filamentos de PLA

Fuente: [44]

1.3.1.7 Servomotores o también denominado servo

Los servomotores son llamados también accionadores o actuadores más utilizados en la industria, se emplean en sistemas electromecánicos, robotizados, se puede

definir como un motor eléctrico ordinario que incorpora a un servodrive (controlador electrónico). Principalmente, cuenta con un sistema de realimentación configurable para regular posición, velocidad o par de torsión del eje del servomotor. En la tabla 6 se detalla las especificaciones y características de los servomotores MG995 y GS-3630BB

Tabla 6: Especificaciones de los servomotores

Parámetros	MG995	GS-3630BB
Rango de temperatura	-30°C ~ 60°C	-20°C ~ 60°C
Velocidad de operación	0.2 sec/60° (4.8V)	0.16 sec/60° (4.8V), 0.19 sec/60° (4.8V)
Voltaje de operación	4.8V	4.8V – 6V
Torque	10kg/cm (4.8V)	>3kg/cm (4.8V),
Peso	55g	36g

El control proporcional ajustable de la posición de un servomotor de corriente continua se representa mediante la figura 12.

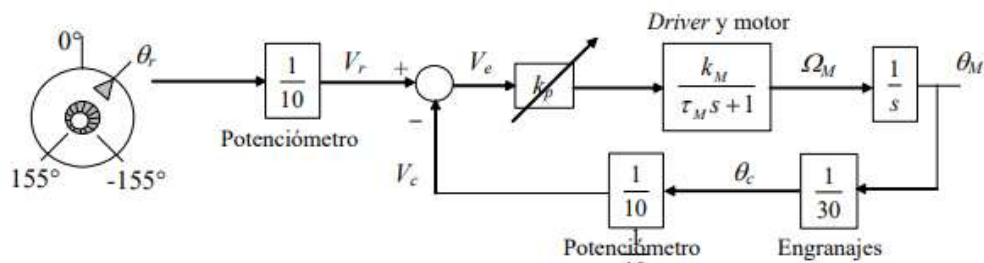


Figura 11. Control de posición
Fuente: [45]

Nomenclatura:

Motor $k_M = 238RPMV^{-1}, \quad \tau_M = 250ms$ **Ec 1.3**

Tacómetro $k_T = 2.6V/1000 rpm,$ **Ec 1.4**

Controlador $k_P = k_{opamp} \times aten \times k_{preamp} = 1 \times \alpha \times 25 = 25\alpha$ con $0.0 \leq \alpha \leq 1.0$ **Ec 1.5**

$k_{v,max} = 40$

Comercialmente existen diversos tipos de servomotores, dependiendo del tipo de motor electromecánico o del servodrive que incorporan, como los de corriente directa, incluyendo a los de imanes permanentes, los servomotores RC (Radio Control), de corriente alterna y los de transmisión directa, son ampliamente requeridos en aplicaciones tales como biodispositivos, autotrónica, domótica, etc., sin importar sus grados de libertad ni su configuración morfológica, esto se debe en gran medida al tamaño compacto, su gran precisión y bajo costo [45]. Los servomotores eléctricos se distinguen en dos grupos:

- Servomotores eléctricos de pequeña potencia son de tipos monofásico con dos sentidos de marcha y obedecen al esquema general del principio como se muestra en la figura 12. Cuando el contacto C_1 está cerrado, el arrollamiento superior se alimenta directamente, mientras que el arrollamiento inferior lo hace a través del condensador, motivo por el cual las corrientes de ambos arrollamientos están en cuadratura y esto permite que el motor gire en un determinado sentido. Si por el contrario C_1 y C_2 son de seguridad de fin de carrera. [46]

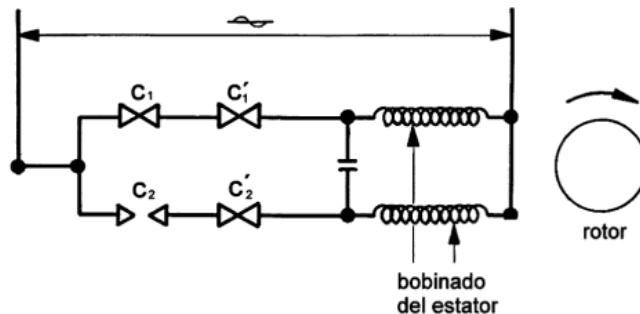


Figura 12. Servomotores monofásicos

Fuente: [46]

- Servomotores eléctricos de gran potencia este tipo utilizan motores trifásicos, su funcionamiento guarda similitudes con el de pequeña potencia. En este caso los arrollamientos del estator están sustituidos por bobinas de contactares que son los que abren y cierran los contactos para que el servomotor gire en uno u otro sentido. Según el acoplamiento de devanado, la alimentación puede ser de 2020 o 380 voltios. [46]

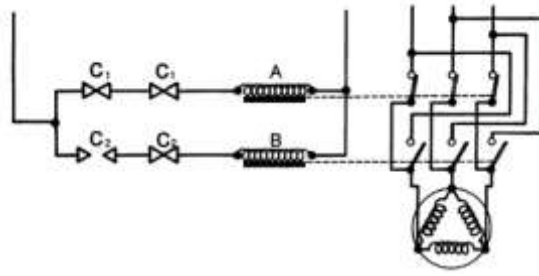


Figura 13. Servomotor eléctrico de gran potencia
Fuente: [46]

1.3.2 Variable Dependiente

La rehabilitación de los dedos de las manos en personas con discapacidad motriz consiste en la restauración física de la movilidad y recuperación de su estado funcional aplicando el dispositivo con GDL para lo cual se adjunta los procesos y métodos que se realiza:

1.3.2.1 Rehabilitación de lesiones del tendón flexor

Los protocolos de rehabilitación del tendón flexor toma en cuenta la resistencia a la tracción de los tendones flexores.

Movimiento pasivo: 500-750g (4.9-13 N)

Presión suave: 1.5000-2.250g (14.7-22N)

Presión firme: 5.000-7.500g (49-73.5N)

Pinza distal, flexor profundo del dedo: 9.000-13.500g (88.2-132.3N)

Las articulaciones deben ser flexibles y tener un rango o amplitud de movimiento pasivo funcional como se muestra en la figura 14. Los ejercicios de flexión y extensión pasiva de la articulación interfalángica se realizan en repeticiones continuas. [47]

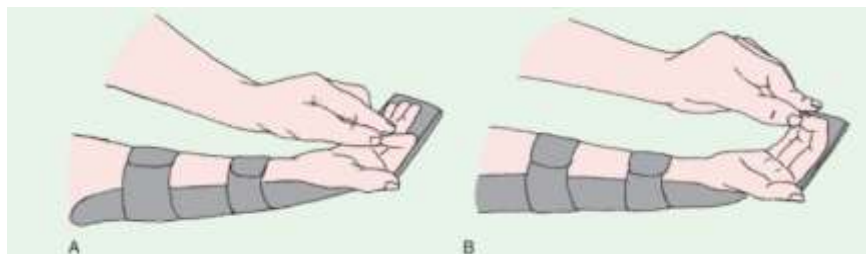


Figura 14. Ejercicios de flexión y extensión
Fuente: [47]

Por lo general se utiliza este protocolo para personas que realizaron alguna cirugía en los dedos de las manos como se muestra en la figura 15.

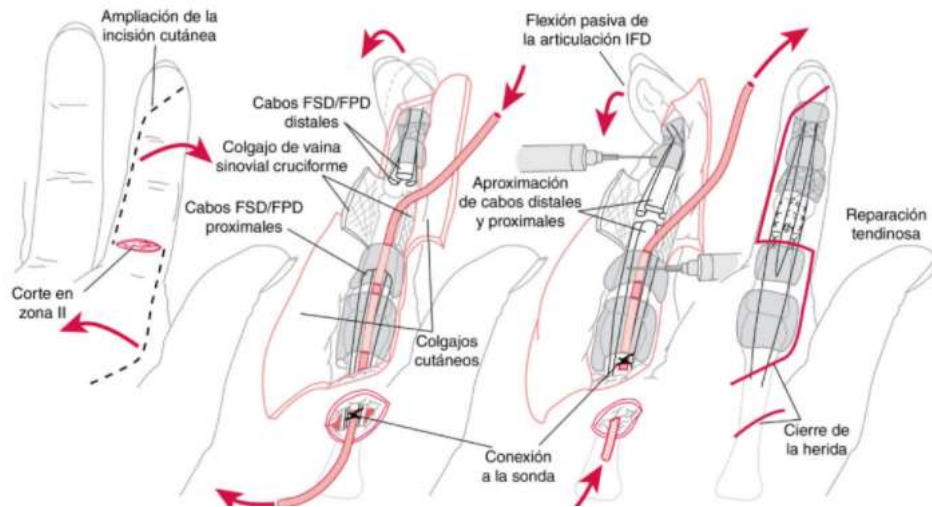


Figura 15. Lesiones del tendón flexor

Fuente: [47]

1.3.2.2 Rehabilitación de lesiones del tendón extensor

Los tendones extensores de las manos son muy superficiales por tal motivo son las lesiones más frecuentes, el tenólisis del extensor durante la rehabilitación pueden precisar la administración de los ejercicios cumpliendo las siguientes indicaciones:

- Movilidad digital activa o pasiva ha alcanzado un nivel determinado tras la lesión.
- Flexión limitada, aislada, o activa y pasiva mixta de las articulaciones.
- Dedo con movimiento pasivo flexible con déficit extensor

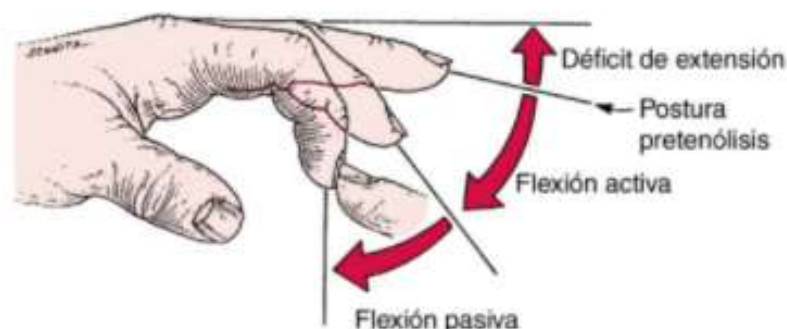


Figura 16. Dedo flexible con déficit de extensión

Fuente: [48]

Las zonas de lesión del tendón extensor tienen 9 zonas la cual se divide los tipos de rehabilitación para cada zona aplicando la movilidad precoz controlada que mejora espectacularmente la recuperación de dichas lesiones.

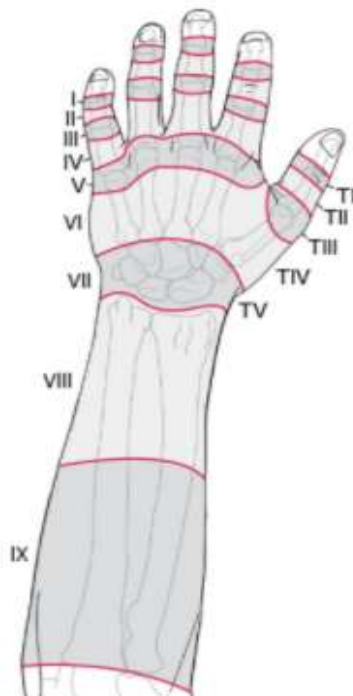


Figura 17. Zonas de lesiones del tendón extensor

Fuente: [48]

Tabla 7: Descripción de las zonas de lesiones del tendón extensor

Zona	Dedo	Pulgar
I	Articulación interfalángica distal	Articulación interfalángica
II	Falange media	Falange proximal
III	Articulación interfalángica proximal	Articulación metacarpofalángica
IV	Falange proximal	Metacarpiano
V	Articulación MCF	Articulación carpometacarpiana
VI	Metacarpiano	
VII	Retináculo extensor	
VIII	Antebrazo distal	
IX	Antebrazo medio y proximal	

Fuente: [48]

1.3.2.3 Rehabilitación de fracturas y luxaciones de la mano

Las fracturas y luxaciones de la mano son lesiones estables o inestables comprende la movilidad activa temprana y deslizamiento tendinoso mediante posiciones sinérgicas de la muñeca y técnicas de bloqueo.

- Las fracturas estables son las que no se desplazan si se permite cierto grado de movilidad digital temprana.
- Las fracturas inestables son las que se desplazan a un grado inaceptable si se permite movilidad digital temprana.

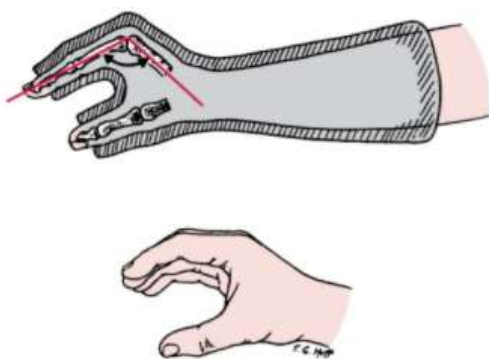


Figura 18. Inmovilización de la mano con la muñeca en 30° de extensión.

Fuente: [49]

Las fracturas metacarpianas tienen habitualmente buena irrigación sanguínea donde las consideraciones sobre la rehabilitación más importante respecto a la fractura metacarpiana. El control temprano del edema y la movilización activa y pasiva temprana son esenciales para reducir la formación de adherencias fibrosas y las contracturas subsiguientes. [49]

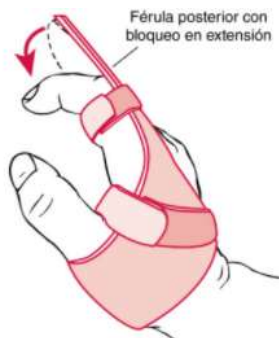


Figura 19. Férula posterior con bloqueo en extensión

Fuente: [49]

En la tabla 8 se presenta los problemas potenciales con las fracturas metacarpianas y las intervenciones terapéuticas.

Tabla 8: Fracturas falángicas y medidas terapéuticas

Problemas posibles	Prevención y tratamiento
Pérdida de flexión MCF	Férula de extensión IFP e IFD circunferencial para concentrar la potencia flexora en la articulación MCF; EENM para interóseos
Pérdida de extensión IFP	Ejercicios de bloqueo de la banda central; durante el día férula de bloqueo de extensión MCF para concentrar la potencia extensora en la articulación IFP; durante la noche, férula acanalada de extensión IFD; EENM de ECD e interóseos con ajustes de canal doble
Pérdida de flexión IFP	Ejercicios de deslizamiento exclusivo de tendón del FPD; durante el día férula con bloqueo de flexión MCF para concentrar la potencia flexora en la articulación IFP; durante la noche, guante de flexión; EENM de FSD.
Pérdida de extensión IFD	Reanudar la férula de extensión nocturna; EENM para interóseos.
Pérdida de flexión IFD	Ejercicios de deslizamiento exclusivo del tendón del FPD; férula con bloqueo de flexión IFP para concentrar la potencia flexora en la articulación IFD; estiramiento de tensión del LRO; EENM de FPD.
Inestabilidad lateral, cualquier articulación	Fijación al dedo adyacente con esparadrapo o con férula digital articulada que impide sobrecargar lateral.
Deformidad en ojal inminente	Flexión activa IFD temprana para mantener la longitud de las bandas laterales.
Deformidad en cuello de cisne inminente	Deslizamiento del tendón del FSD y deslizamiento del tendón extensor terminal en la articulación IFD.
Seudedoformidad en garra	Férula para mantener la articulación MCF en flexión con deslizamiento extensor completo de la articulación IFP.
Dolor	Reanudar la inmovilización protectora hasta confirmar la cicatrización; corregir el edema, programa de desensibilización.

Fuente: [49]

1.3.2.4 Diseño del mecanismo rehabilitador

Una vez que se ha identificado las lesiones y fracturas de los dedos de las manos, se simula mediante tres diseños el funcionamiento y tipos de los modelos de rehabilitación según sus características de funcionamiento.

- **Diseño 1: Prototipo de accionamiento por cada dedo**

Este primer diseño implica utilizar un accionador por dedo, de tal manera poder controlar la falange proximal, y la falange media donde ya no se consideraría el movimiento de la falange distal. Con un solo motor en cada dedo se generaría todos los accionamientos de movimiento como se muestra en la figura 20.

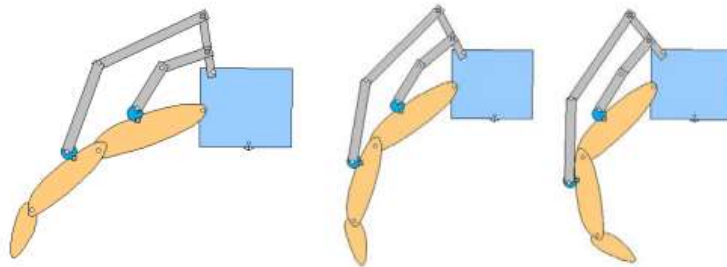


Figura 20. Simulación del movimiento de un dedo.

Fuente: [50]

El diseño de los elementos se realiza en el software Catia V5R20 y Sketchup 2017 por ser programas robustos y completos. Las sujeciones de las falanges de los dedos se realizan mediante barras extensoras, bisagras y tiras de velcro para el aseguramiento del mecanismo y de esa manera el diseño permita que se adapte a distintas manos. [50]



Figura 21. Prototipo diseño 1

Fuente: [50]

- **Diseño 2: Prototipo exoesqueleto**

El diseño 2 tiene como objetivo generar movimiento independiente de los dedos y mantener la coincidencia del centro de rotación de las falanges con el mecanismo del exoesqueleto haciendo variable su aplicación dentro de las rutinas de rehabilitación.

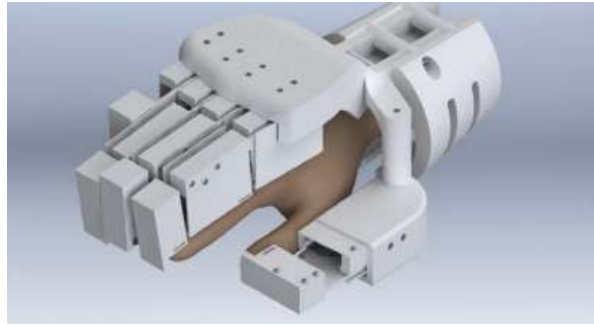


Figura 22. Prototipo diseño 2

Fuente: [51]

Diseño detallado, los elementos que conforma el mecanismo se divide en tres bloques:

Primero, ubicado sobre el hueso metacarpiano que se encarga del movimiento de la falange proximal.

Segundo, ubicado sobre la falange proximal y se encarga del movimiento de la falange media.

Tercer, ubicado sobre la falange distal que funciona como receptor del movimiento.

Los elementos que realizan el movimiento lineal y de rotación en la falange del mecanismo son los engranes conjuntamente con las cremalleras donde el movimiento puede variar entre 0° - 90° . Las simulaciones numéricas para el análisis cinemático se realizan en el software Matlab tomando como referencia 2 grados de libertad rotacional de forma independiente. [51]

Para la construcción se utilizar la impresión en tres dimensiones y los engranes son maquinados con aluminio.

- **Diseño 3: Prototipo con dos grados de libertad**

El prototipo realiza dos tipos de movimiento como se detalla en la tabla 9 y en la figura 23, para la rehabilitación física asistida, de manera domestica utilizando softwares y cuadros médicos.

Tabla 9: Movimientos

Movimientos	Ángulos máximos	Momento pasivo
Flexión	80°	0.5 [Nm]
Extensión	70°	1.2 [Nm]
Aducción	20°	0.9 [Nm]
Abducción	30°	0.9 [Nm]

Fuente: [52]

Utilizando el software AutoCAD se realiza los planos de la estructura base del prototipo y su mecanizado se genera mediante arranque de viruta convencional mientras que los elementos del conjunto móvil se realizan mediante impresión tridimensional. Los movimientos son controlados por servomotores programados en el lenguaje C e impreso en una tarjeta Arduino.

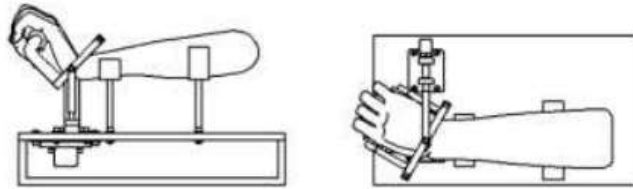


Figura 23. Prototipo diseño 3

Fuente: [52]

1.3.2.5 Antropometría Ergonomía

La ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y Seguridad Industrial, es la parte de estudio de la adaptación del medio al hombre mediante los conocimientos anatómicos, antropométricos, fisiológicos, psicológicos y técnicos. La antropometría, es uno de los elementos que entra en consideración para el dimensionamiento de todo lo que utiliza el hombre, ciencia de la determinación y aplicación de las medidas del cuerpo humano. [53]

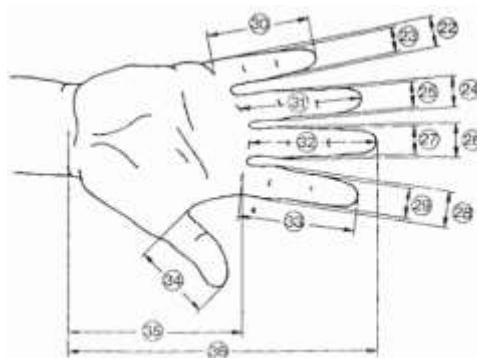


Figura 24. Enumeración de los dedos de la mano

Fuente: [53]

Tabla 10: Medidas respectivamente en la articulación

Dimensiones en cm		PERCENTIL					
		Hombre			Mujeres		
		5%	50%	95%	5%	50%	95%
30	Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31	Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32	Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33	Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34	Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35	Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36	Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

Fuente: Según Norma DIN 33 402.2° parte

1.3.2.6 Características de la mano

La mano tiene 5 dedos, 15 articulaciones y 20 grados de libertad de movilidad, los dedos índices, medio, anular y meñique tienen 3 articulaciones con 4 grados de libertad.

- La metacarpofalángica (MCP) tiene 1 grado de libertad, flexión/extensión y abducción/aducción.
- La interfalángica proximal (PIP) e interfalángica distal (DIP) con un 1 grado de libertad de flexión/extensión cada uno. Incluso el DIP y PIP son físicamente independientes, están anatómicamente acoplados unos a otros.
- El carpometacarpiano (CMC) con flexión/extensión de 1 grado de libertad y 1 grado de libertad abducción/aducción, el interfalángica (IP) con 1 grado de libertad de flexión/extensión.

En la figura 25 muestra que cada dedo tiene 3 articulaciones con 4 grado de libertad, los dedos índices, medio, anular y meñique tienen las articulaciones MCP, PIP y DIP mientras que el pulgar tiene la articulación CMC, MCP e IP. [54]

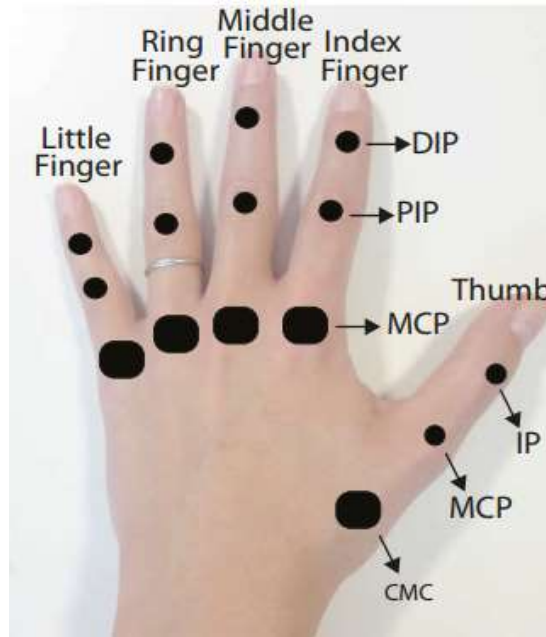


Figura 25. Modelo cinemático de una mano.
Fuente: [54]

1.4 Descripción del objeto de estudio:

El prototipo rehabilitador de los dedos de las manos, es un diseño electromecánico basado en la cinemática de los dedos de las manos humanas, su característica principal es transmitir fuerza y movimiento tomando en cuenta la seguridad, el peso, la flexibilidad, la funcionalidad y la ergonomía.

1.4.1 Funcionamiento del prototipo rehabilitador de los dedos de las manos

La movilidad del sistema mecánico depende de las articulaciones y los grados de libertad, que se requiere para definir de manera única su posición y los tipos de movimiento: rotación y traslación.

- Rotación pura, el cuerpo posee un centro de rotación que no tiene movimiento con respecto al marco de referencia.
- Traslación pura, los puntos del cuerpo describen trayectorias paralelas.

Formado mediante eslabones y juntas que se enlazan entre sí. En la representación la posición y orientación se ha considerado coordenadas cartesianas (x,y,z) y ángulos (θ,ψ,ϕ) . Donde q_1, q_2, q_3 , son los desplazamientos angulares. [55]

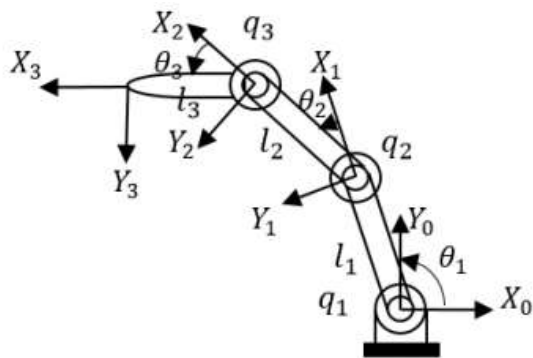




Figura 26. Esquema de los dedos de tres eslabones seriales
Fuente: [55]

En la figura 26 se observa una cadena cinemática que mediante los eslabones y juntas interconectados produzca movimientos controlados en respuesta a un movimiento suministrados.

1.4.2 Características de los prototipos rehabilitador

Los dispositivos que se observa en la tabla 11 cumple con las características de seguridad, poco complejos y ligeros que permite su adecuado uso.

Tabla 11: Características principales de los prototipos rehabilitador de los dedos de las manos

Prototipo Rehabilitar	Características
	<p>Exoesqueleto</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Simula movimiento de flexoextensión. ▪ Motor dirigido por una tarjeta electrónica. ▪ Movimientos de flexión y extensión.
<p>(Acosta, A. Garz, E 2019)</p> 	<p>Guante robótico</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Programa SCRIRT ▪ Software personalizado ▪ Rehabilitación por medio de juegos.

(Penalva, 2016)



Guante exoesqueleto flexible

- Material silicona flexible
- Movimiento cierre y apertura de la mano.
- Fuerza 20 Newtons

(Corea, 2016)

Al adquirir estos dispositivos se tiene como respuesta una aceleración en el proceso de rehabilitación mediante el control de las variables.

1.4.3 Sistematización del prototipo

Cuenta con actuadores que genera o reproduce los movimientos propios de la terapia de rehabilitación motora. El microcontrolador con mejores características es el Arduino por el lenguaje de programación al ser una plataforma de código abierto, el hardware y software son flexibles y fáciles de manipular.

Utilizando los servomotores el prototipo por lo general puede realizar movimientos rotatorios de su eje en el orden de 0° a 180° grados pudiendo quedarse fijos en cualquiera de sus ángulos. Dependiendo de la posición que se desee mover a una posición de 0° grados, se manda una señal con una duración de pulso entre los 0.5 y un 1 mili-segundos.



Figura 27. Control de servomotores

1.5 Conclusiones Capítulo I

- La tecnología de la instrumentación, la biomecánica, la fisioterapia son los campos de acción que diversas universidades y centros de investigación estudian para el desarrollo de variados prototipos de rehabilitación integral

basado en los contenidos conceptuales y científicos. La rehabilitación de los dedos de las manos asistida por robot evoluciona en las terapias, presentando resultados comprometedores en los pacientes y de esa manera contribuir con la sociedad.

- La movilidad de los prototipos o los gados de libertad depende de los parámetros de entrada que se controla mediante la resolución matemática, el cual permite realizar giros, posiciones a través de un sistema de control que ejecuta los movimientos terapéuticos.
- El diseño tridimensional, ensamble, simulación de movimiento, análisis de fuerzas y la documentación se realiza en el software asistido por computadora, el material es el poliácido láctico polímero biodegradable, la manufactura se realiza mediante la fabricación aditiva que no presenta ningún tipo de reacción negativa.

CAPÍTULO II. MATERIALES Y MÉTODOS

2.1 Introducción y objetivo del capítulo

En este capítulo se presentan los materiales, métodos, etapas y requerimientos necesarios que cubre el diseño conceptual analítico del dispositivo y por ende su funcionamiento matemático y visual. Mediante el prototipo analítico se explora las variables y parámetros del diseño solventando la posible solución al problema planteado en el proceso de rehabilitación mediante instrumentos tecnológicos.

Tomando la sistemática de los tres diseños que se definieron en el marco teórico sobre el mecanismo de rehabilitación en base a la funcionalidad, el diseño exoesqueleto es el que se asemeja a la investigación propuesta el cual se detalla de la siguiente manera:

2.2 Diseño conceptual del mecanismo

El mecanismo del prototipo está compuesto por tres fases: mecánico, electrónico e interfaz de usuario, los cuales en conjunto interactúan entre sí para llevar a cabo las tareas de rehabilitación los cuales son descritos a detalle en la figura 28 donde se esquematiza la interacción entre estos sistemas.

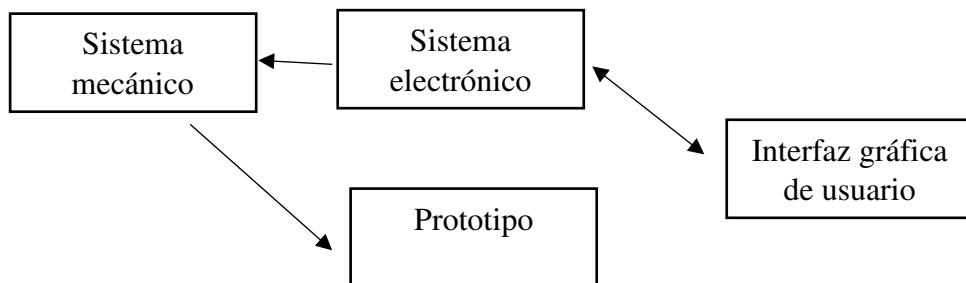


Figura 28. Fases del diseño conceptual

2.2.1 Sistema mecánico

El sistema mecánico se caracteriza por estar formado por elementos o piezas sólidas que transmite movimiento desde alguna fuente de energía. Para el diseño es fundamental conocer la cinemática y la cinética del mecanismo.

2.2.1.1 Metodología de cálculo

Dentro del proceso del diseño mecánico se incluye cálculos para determinar las dimensiones de las falanges de los dedos de las manos.

Los eslabones que forma el prototipo deben adaptarse a las medidas antropométricas para determinar las longitudes mediante la aplicación del modelo cinemático a partir de las ecuaciones de cierre de circuito en notación compleja. [56]

$$\sum_{j=1}^n r_j e^{i\theta_j} = 0 \quad \text{Ec 2.1}$$

Nomenclatura:

r = longitud del eslabón

θ = ángulo formado con la horizontal

n = número de vectores

Con los datos que se parte para genera el modelo cinemático como se muestra en la tabla 12, son dimensiones contribuidas por colaboradores.

Tabla 12: Medidas antropométricas de las falanges

Parámetros de diseño	Dimensiones
Flexión mínima MCP	0°
Flexión mínima PIF	0°
Flexión mínima DIF	0°
Flexión máxima MCP	-90°
Flexión máxima PIF	-90°
Flexión máxima DIF	-60°
Longitud máxima de falange proximal	0.064 [m]
Longitud máxima de falange media	0.039[m]
Longitud máxima de falange distal	0.03 [m]
Longitud mínima de falange proximal	0.022 [m]
Longitud mínima de falange media	0.015 [m]
Longitud mínima de falange distal	0.01 [m]
Longitud eslabón 2	0.056 [m]
Distancia de acople entre dedo y eslabones (longitud mínima)	Y: 0.01 [m] X: 0.012
Distancia de acople entre dedo y eslabones (longitud máxima)	Y: 0.01 [m] X: 0.03

Fuente: [57]

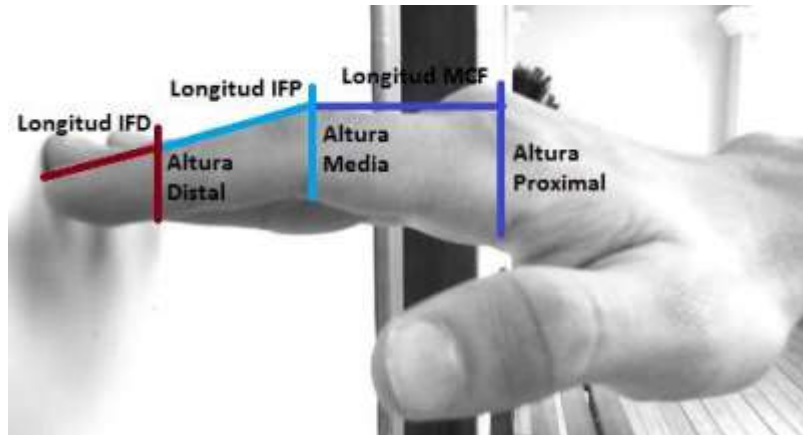


Figura 29. Parámetros de medición de los dedos sujeto de estudio

Aplicando la ecuación 2.1 se construye las ecuaciones para cada uno de los eslabones que conforman la mano.

- Los cálculos se realizan utilizando el software Matlab para obtener el modelo cinemático las medidas antropométricas mínimas y máximas de un dedo trifalángico en el plano sagital como se muestra en la figura 30 y 31.

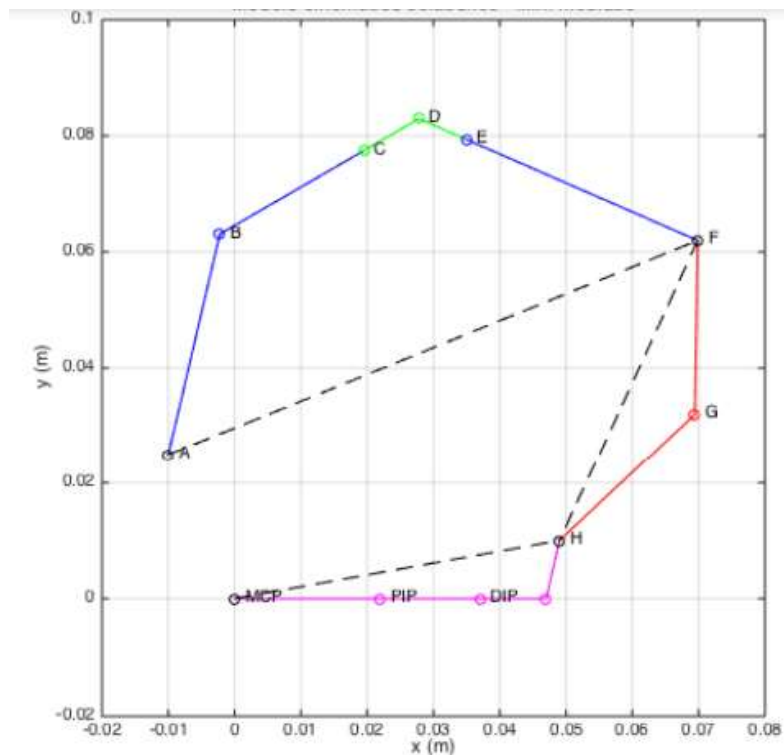


Figura 30. Medidas mínimas

- Modelo cinemático para las medidas máximas de un dedo trifalángico de la mano

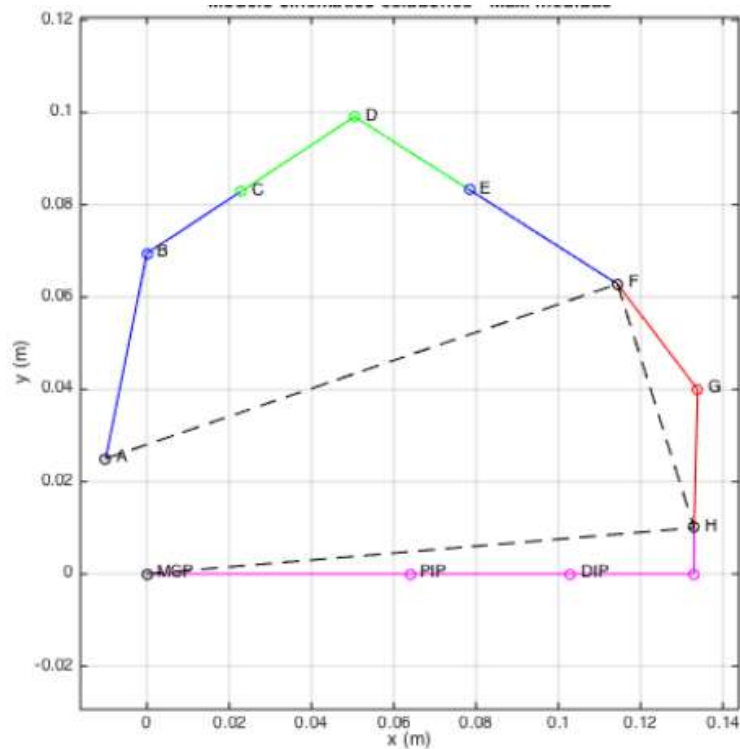


Figura 31. Medidas máximas

En la tabla 13 se detalla el significado de cada uno de los elementos (líneas continuas, líneas punteadas y líneas de colores), de las medidas mínimas y máximas representados en la figura 30 y 31.

Tabla 13: Nomenclatura de las medidas mínimas y máximas

Color	Significado
Línea magenta	Falanges del dedo
Línea azul	Segmento rígido del eslabón 1
Línea verde	Segmentos regulables de eslabón 1
Línea entrecortada	Longitudes efectivas (posición del extremo distal) de los eslabones y dedos.
Línea roja	Eslabón rígido 2

Con el modelo cinemático desarrollado se obtiene los puntos de alcance de los eslabones como se representa la figura 32 y 33.

- Alcance efectivo de los eslabones para las medidas mínimas

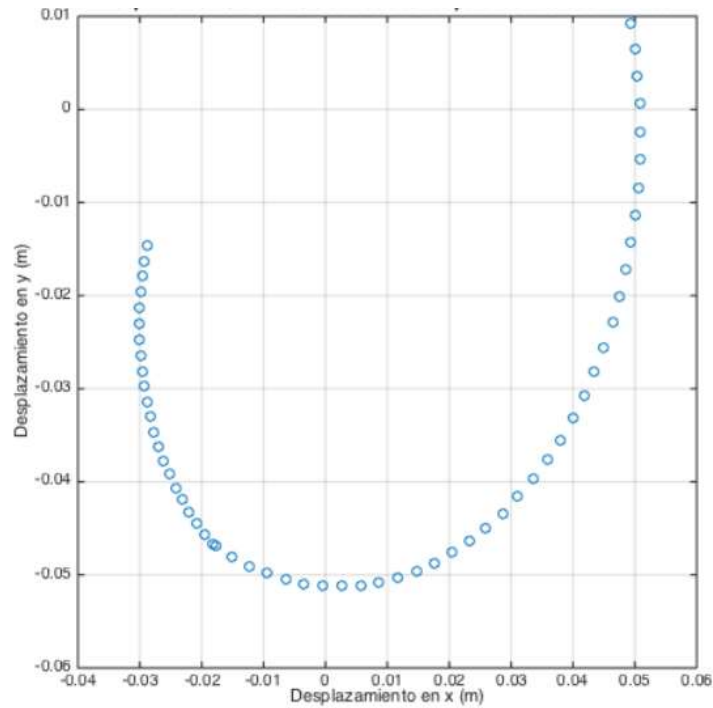


Figura 32. Desplazamiento extremo distal para eslabones de medidas mínimas

- Alcance efectivo de los eslabones para las medidas máximas

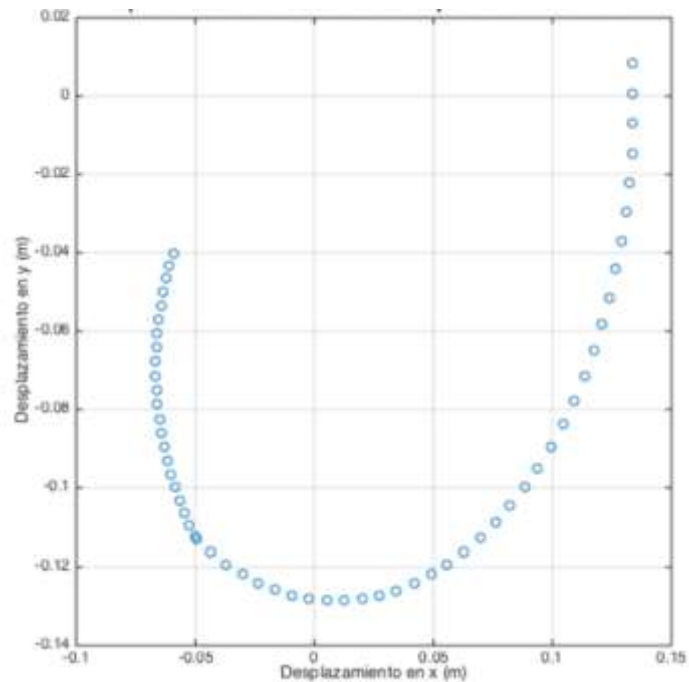


Figura 33. Desplazamiento extremo distal eslabones para medidas máximas

Finalmente, las medidas de cada uno de los segmentos representados en los modelos se muestran en la siguiente tabla 14.

Tabla 14: Distancia de los segmentos para el mecanismo de eslabones

Segmento	Medida
AB	0.039 [m]
BC	0.026 [m]
CD (mínimas medidas)	0.01 [m]
DE (mínimas medidas)	0.08 [m]
CD (máximas medidas)	0.032 [m]
DE (máximas medidas)	0.032 [m]
EF	0.039 [m]

Fuente: [22]

Los datos de las variables para resolver las ecuaciones matemáticas se presentan en la tabla 15.

Tabla 15: Parámetros de diseño

Variables	Medidas
Velocidad de rotación eslabón 1	60 [°/s]
Gravedad	9.8 [m/s ²]
Masa eslabón 1	0.012 [kg]
Masa eslabón 2	0.008 [kg]
Altura 1 eslabones (H1)	0.012 [m]
Espesor 1 eslabones (E1)	0.008 [m]
Altura 2 eslabones (H2)	0.008 [m]
Espesor 2 eslabones (E2)	0.004 [m]
Fuerza del dedo (perpendicular a la superficie de contacto con el eslabón)	10 [N]

Fuente: [57]

Utilizando el software Matlab se calcula el sistema de ecuaciones y obtener los valores y de fuerza y el torque en los eslabones con longitudes máximas y mínimas. Los resultados se presentan en la tabla 16 donde se detalla que el mayor torque se produce cuando los dedos están abiertos.

Tabla 16: Fuerza y torques

Torque y fuerza	
Fuerza eslabón con mínima longitud dedo abierto	X: -0.01 [N] Y: -9.76 [N]
Fuerza eslabón con mínima longitud dedo cerrado	X: -8.66 [N] Y: 5.23 [N]
Fuerza eslabón con máxima longitud dedo abierto	X: -0.006 [N] Y: -9.77 [N]
Fuerza eslabón con máxima longitud dedo cerrado	X: -8.66 [N] Y: 5.24 [N]
Torque máximo eslabón con mínima longitud dedo abierto	-0.076 [N*m]
Torque máximo eslabón con mínima longitud dedo cerrado	-0.022 [N*m]
Torque máximo eslabón con máxima longitud dedo abierto	-0.07 [N*m]
Torque máximo eslabón con máxima longitud dedo cerrado	-0.058 [N*m]

Fuente: [57]

Para verificar que el diseño del mecanismo funcione o se mueva sin problemas y que exista un movimiento continuo entre las barras se aplica la ecuación 1.1 para verificar que se cumpla la ley de Grashof de 4 barras.

$$S + L \leq P + Q \quad \text{Ec 1.2}$$

2.2.2 Sistema electrónico

El sistema electrónico que se aplica al prototipo se compone de tres etapas que interactúan de forma grupal para el correcto accionamiento. Mismos que toman las señales de las variables de entrada para luego procesar e interpretar las variables de salida como se muestra en la figura 34.

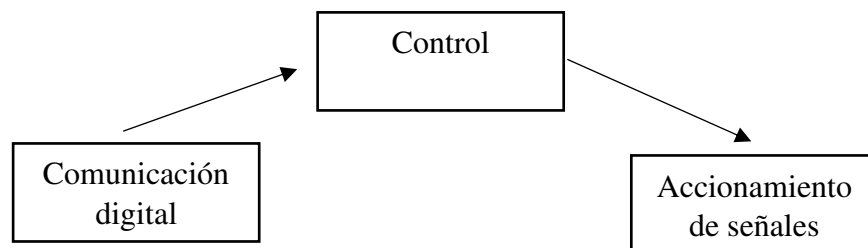


Figura 34. Relación entre los subsistemas electrónicos

- Sistema de comunicación: Este apartado funge como vínculo entre el sistema de procesamiento y la interfaz con la que se trabaja.
- Sistema de control: Permite un acompañamiento regulado de los actuadores utilizando el método de control de lazo cerrado, para obtener retroalimentación del error de la posición del actuador.
- Sistema de acondicionamiento: Crea interacción directa entre el usuario y el dispositivo.

El sistema electrónico está formado por los siguientes materiales: actuadores, sensores, controlador, una fuente de energía. El control automático se realiza mediante el microcontrolador Arduino, este microcontrolador es el encargado de leer, registrar y procesar los datos extraídos por los sensores y controlar el accionamiento de los motores para transmitir los movimientos en el sistema de los eslabones.

- Actuadores es el dispositivo que transforma la energía en la activación de un proceso de automatización.
- Sensores es el dispositivo que capta magnitudes físicas como la luz temperatura, sonido, etc., de su entorno.
- Controladores es el software que controla un dispositivo, actúan como puentes entre las aplicaciones y los dispositivos.
- Fuente de energía es la que alimenta a los cuerpos para realizar un trabajo y producir cambios en sí mismo o en otros.

Tabla 17: Características de los elementos electrónicos

Componentes electrónicos	Tipo	Especificaciones
Microcontrolador	Arduino Mega	54 pines digitales para entrada/salida 16 pines para salidas analógicas
Sensor de flexión	FS-L-0095-103-ST TinySine	Resistencia de [10 K Ohms]
Sensor de fuerza	Sensor resistivo FSR402	Diámetro de 0.5in, rango de fuerza sensitiva: 0.1- -100 [N]

Fuente: [19]

Aplicando las ecuaciones 2.2, 2.3 y 2.4 se realiza los cálculos para obtener el valor a aproximado del torque, del tiempo de reacción y de la corriente el cual como único dato se tiene el voltaje de alimentación.

Nomenclatura:

T = Torque [kgf*cm]

T_R = Tiempo [seg/60°]

ω = Corriente [A]

Datos:

$V_{MAX} = 4.8$ [V]

$V_{MIN} = 7$ [V]

$$T = 3 + \frac{4}{3}V \quad \text{Ecu. 2.2}$$

$$T_R = 0.35 - \frac{V}{30} \quad \text{Ecu. 2.3}$$

$$\omega = 0.35 - \frac{\pi}{3T_R} \quad \text{Ecu. 2.4}$$

Tabla 18: Datos del servomotor

	Voltaje [V]	Torque [kgf*cm]	Tiempo [seg/60°]	Corriente [A]
Valores mínimos	4.8	9.4	0.19	0.5
Valores máximos	7	11	0.15	2.5

Elaborado por: Autor

Una vez seleccionado los componentes electrónicos se elabora la interacción entre los elementos, como se muestra en la figura 35.

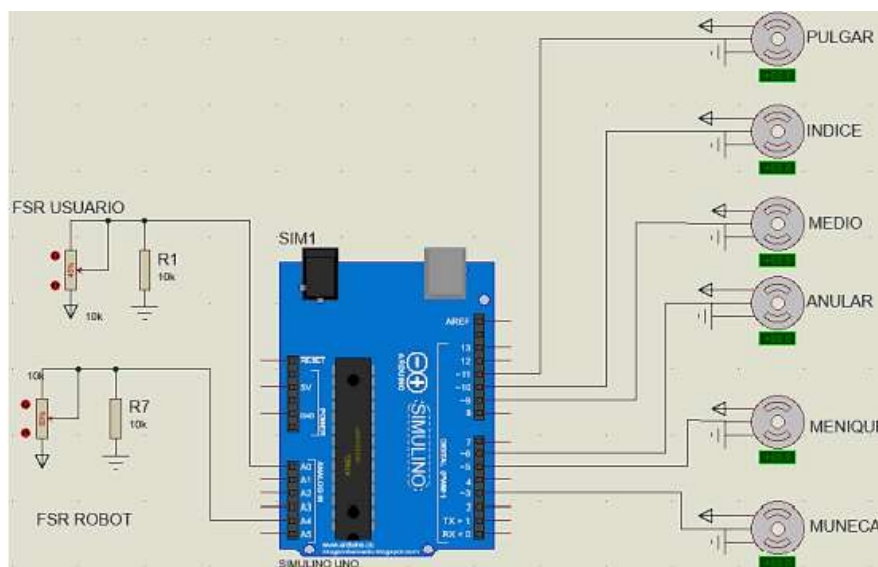


Figura 35. Diagrama de conexiones simulado en Proteus

La conexión entre el sensor, el Arduino y los servomotores son los que ejecutara los movimientos de rehabilitación de los dedos de las manos, el cual se desarrolla en el software Proteus.

- Proteus es una aplicación para la ejecución de equipos electrónicos en sus etapas de: diseño del esquema electrónico, programación del software, construcción de la placa de circuito impreso, simulación, depuración de errores y construcción como se muestra en la figura 36.

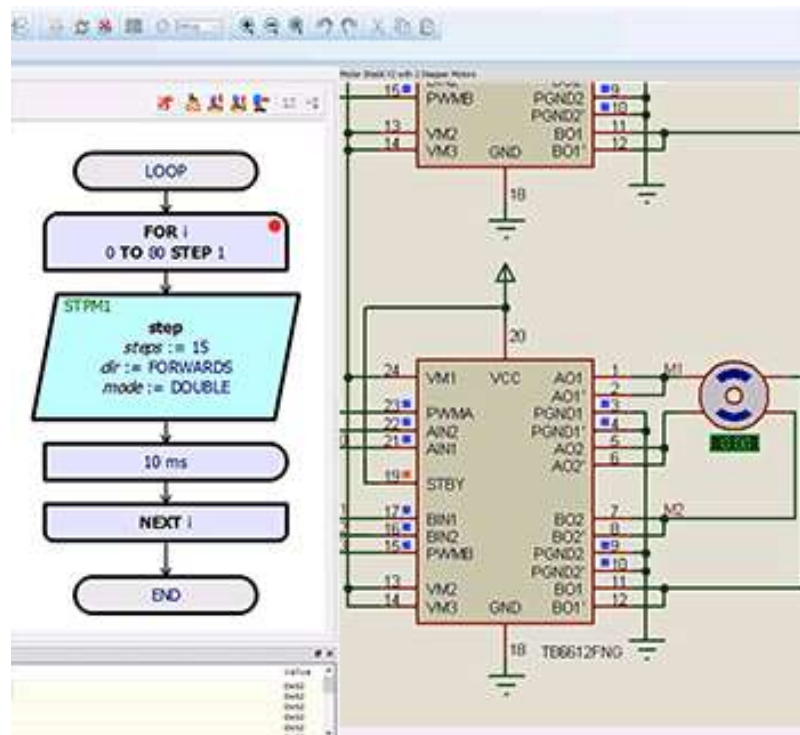


Figura 36. Proteus

- Arduino es una placa de creación electrónica de código abierto, la cual tiene el hardware y software libre el cual permite crear microordenadores de una sola placa.



Figura 37. Arduino Leonardo

2.2.3 Interfaz gráfica de usuario

Mediante la interfaz gráfica se visualiza los objetos modelados en el cual una maquina conjuntamente con el usuario interactúan, desarrollando programas o aplicaciones que muestra de forma impalpable todas las acciones posibles en una plataforma. En este apartado se va a puntualizar las características del software que se utilizara par el diseño.

2.2.3.1 Software asistido por computador

Para el diseño mecánico del prototipo se utiliza el software CAD SolidWorks, el cual permite croquizar modelos en dos y tres dimensiones, simulaciones de movimiento y documentación de los planos.

- En la figura 38 se muestra la ventana del software conjúntame con sus barras de herramientas.

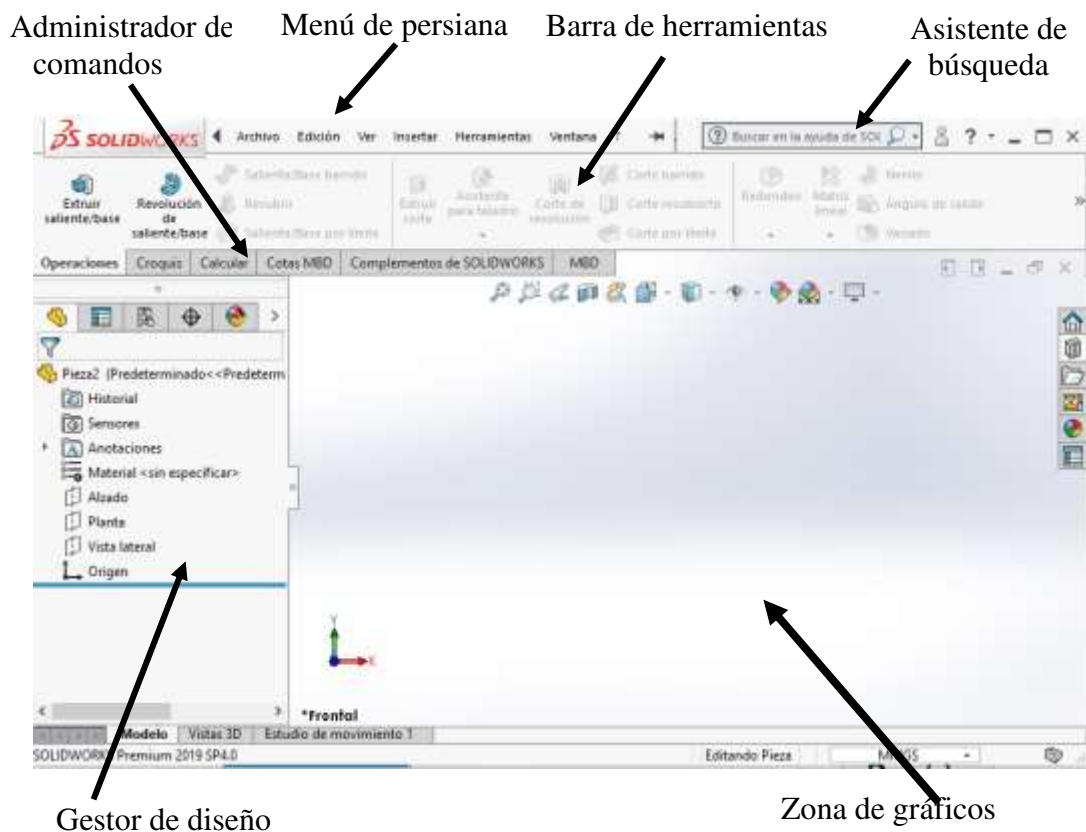


Figura 38. Vista del SolidWorks

- En la figura 39 se visualiza las vistas de trabajo en el croquis para ejecutar el modelado en dos dimensiones.

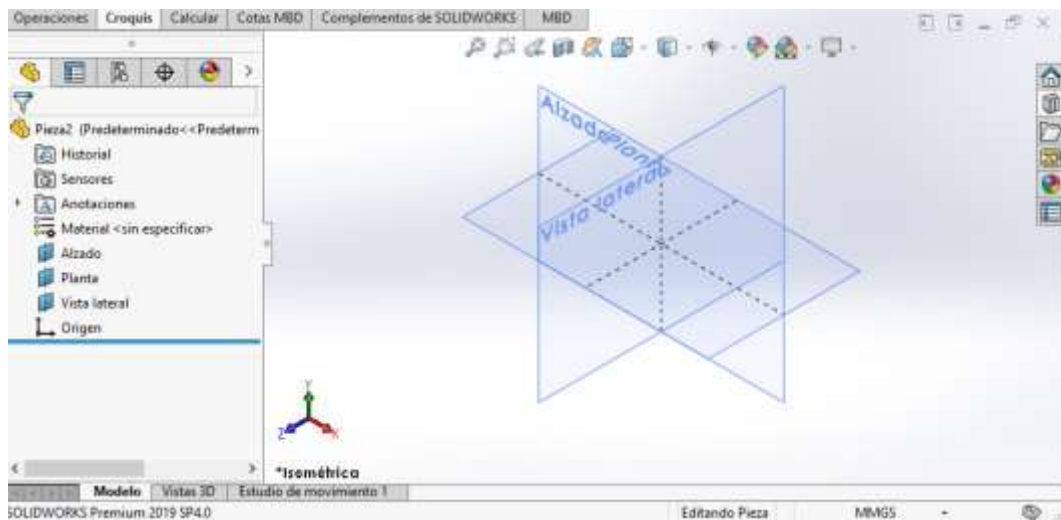


Figura 39. Plano del trabajo

- En la figura 40 se muestra el croquizado de la geometría bidimensional del objeto y acotación e inserción de relaciones geométricas.

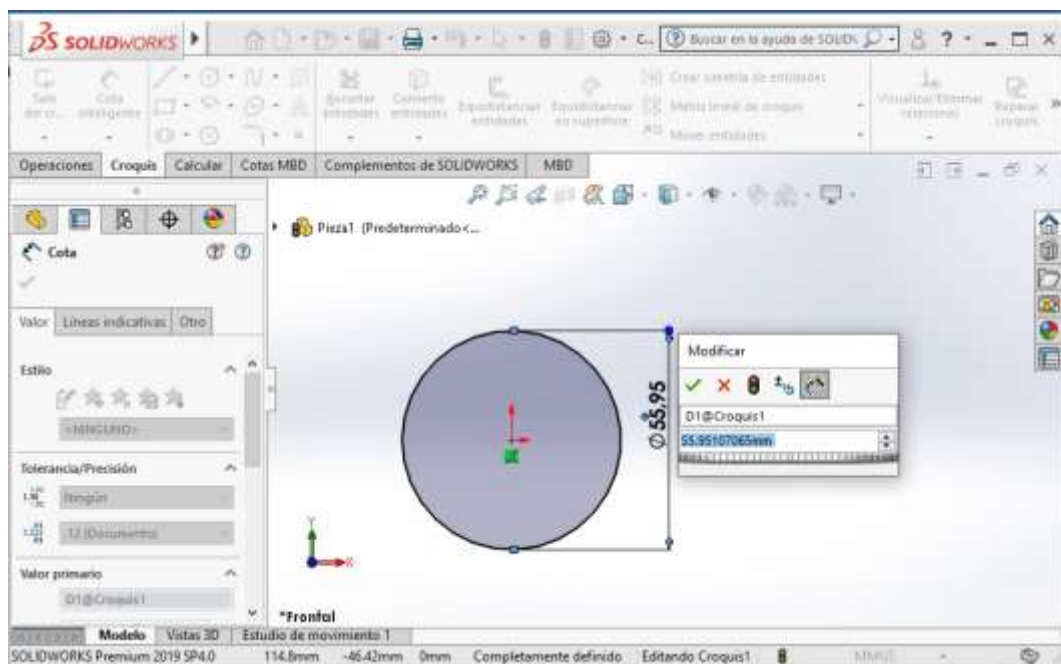


Figura 40. Croquizado bidimensional

- En la figura 41 se realiza operación tridimensional (extrusión, revolución, etc.) ya sea un sólido o una superficie, exige la definición previa de su contorno bidimensional (2D).

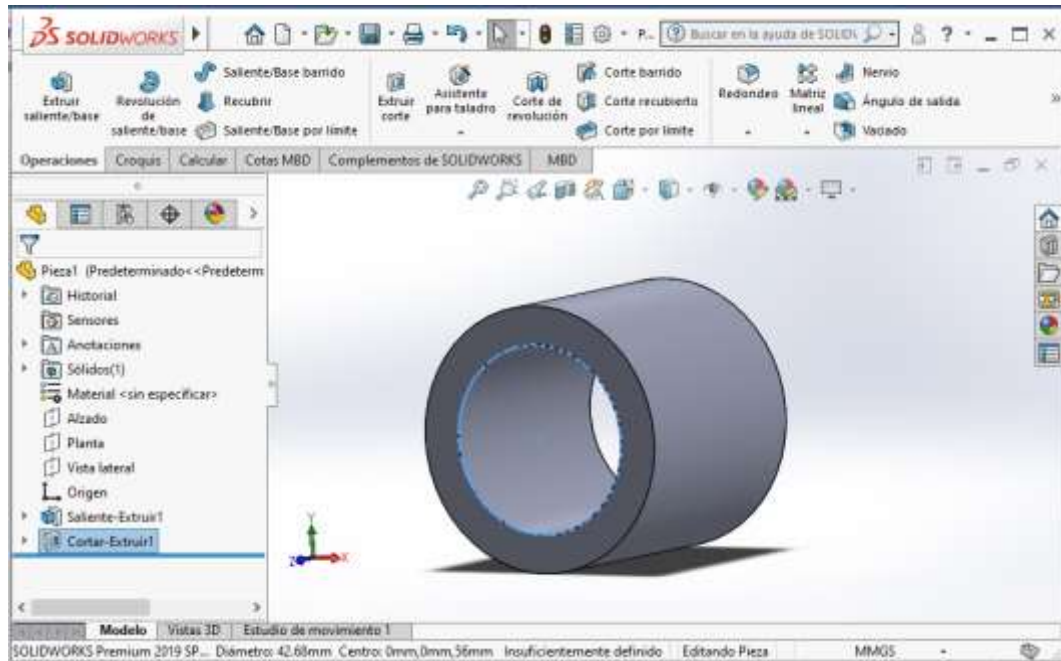


Figura 41. Operación tridimensional

- En la figura 42 se combinar las partes o los subensamblajes para formar el prototipo utilizando la herramienta de relación de posición.

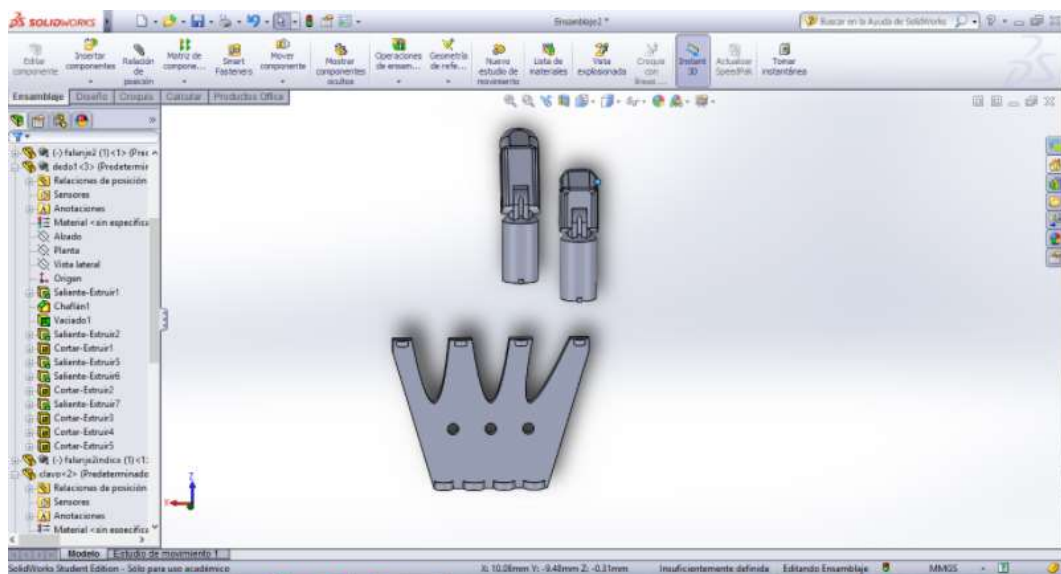


Figura 42. Ensamble de un diseño biomecánico

- En la figura 43 se visualiza la simulación de movimiento aplicando la pestaña del estudio del movimiento.

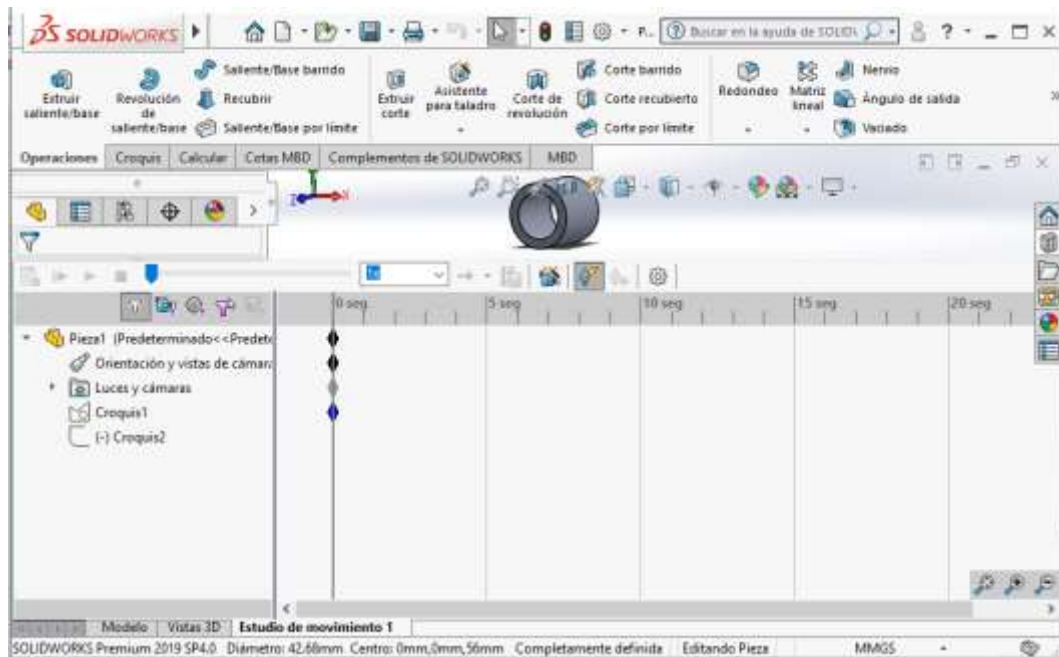


Figura 43. Estudio de movimiento

- Documentación se realiza en formatos estándar mediante la normativa de dibujo técnico mecánico INEN 003 como se muestra en la figura 44.

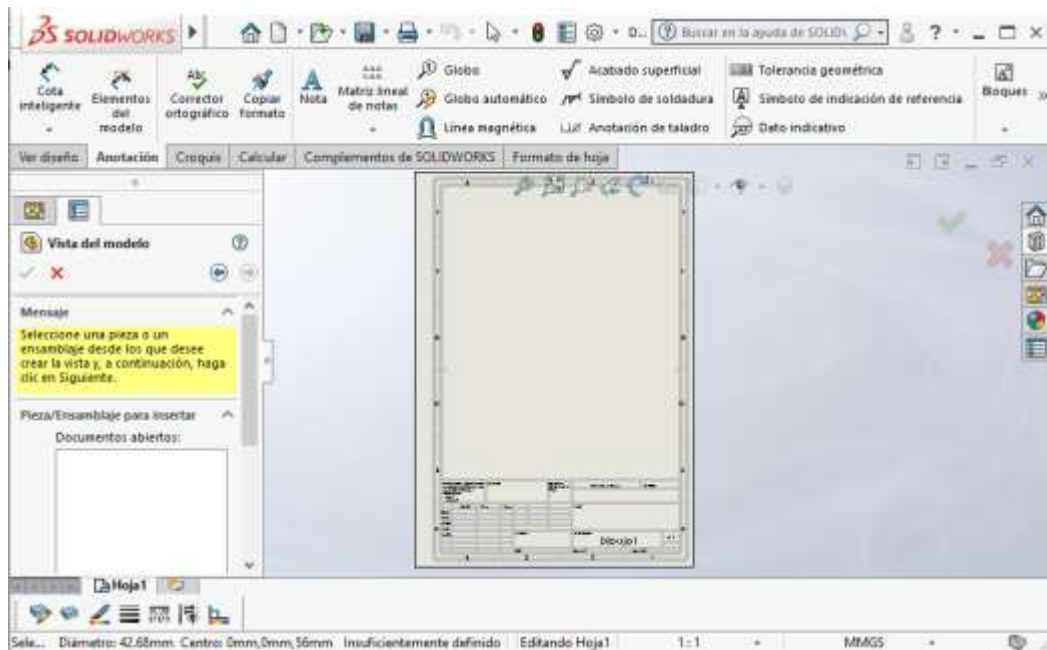


Figura 44. Formato A4

- En el formato A3 y A0 se representar el conjunto armado del diseño según el número de elementos que conforma el prototipo rehabilitador de los dedos de las manos

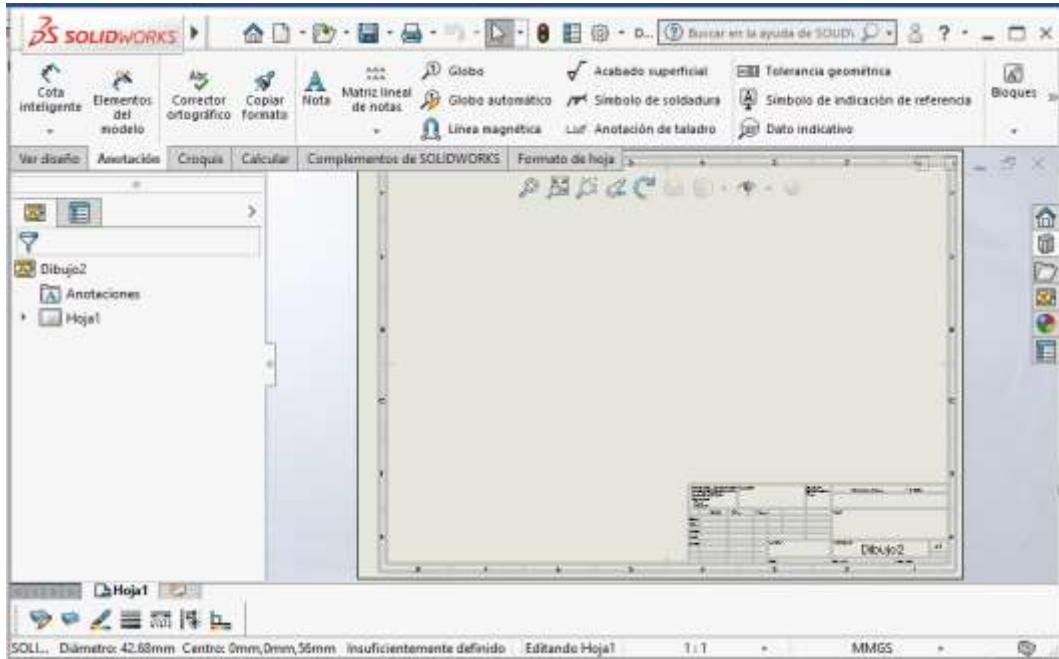


Figura 45. Formato A3 – A0

2.2.4 Sistema de manufactura

Consiste en un sistema integrado de manejo enlazadas mediante tecnología convencional capaz de procesar varios productos, como se muestra en la figura 46.

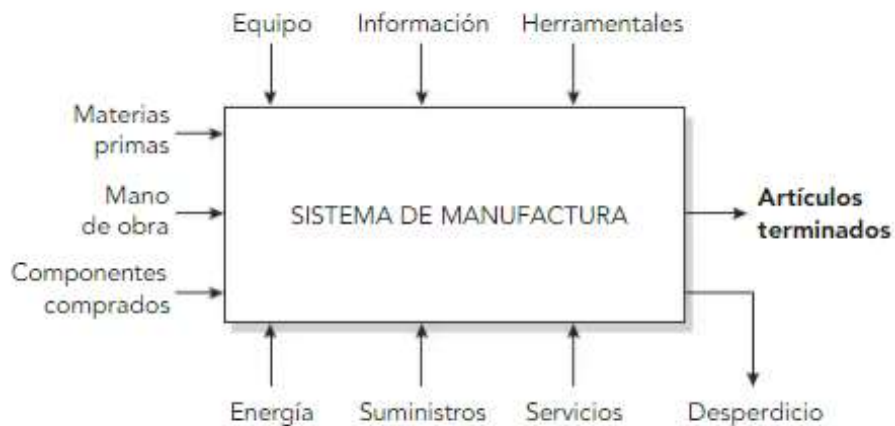


Figura 46. Sistema de manufactura

2.2.4.1 Materia prima

El plástico es un material que contribuye a los diseños, los filamentos plásticos es la materia prima de la impresión en tercera dimensión y se trata de un polímero que tiene la forma física de un hilo, pues se trata de un cordón de plástico termoformable.

Dependiendo de la aplicación en el cual vaya a ser utilizada la impresora varía el material, ya que cada uno tiene propiedades distintas que determinan la apariencia final como se describió en el capítulo I.

Filamentos comunes dentro de las industrias

Filamento PLA

Filamento ABS

Filamento PETG

Filamentos especiales

Filamento PVA

Filamento Nylon

Policarbonato PC

El PLA es el termoplástico que se utilizara como materia prima principal para la manufactura del prototipo rehabilitados, cuenta con muy buenas características en especial en las aplicaciones médicas.

2.2.4.2 Equipo o maquinaria

Para la fabricación aditiva se utiliza tecnologías de prototipado, su uso principal es la impresión FDM, que se trata del método por deposición fundida mediante el proceso capa a capa.

- El Peretier-Host es una aplicación de impresión 3D por el cual permite dirigir y controlar el proceso de impresión, realizar modificaciones en el archivo stl escalar, rotar y generar el código-g para enviar a imprimir y monitorear la impresión como se muestra en la figura 40.

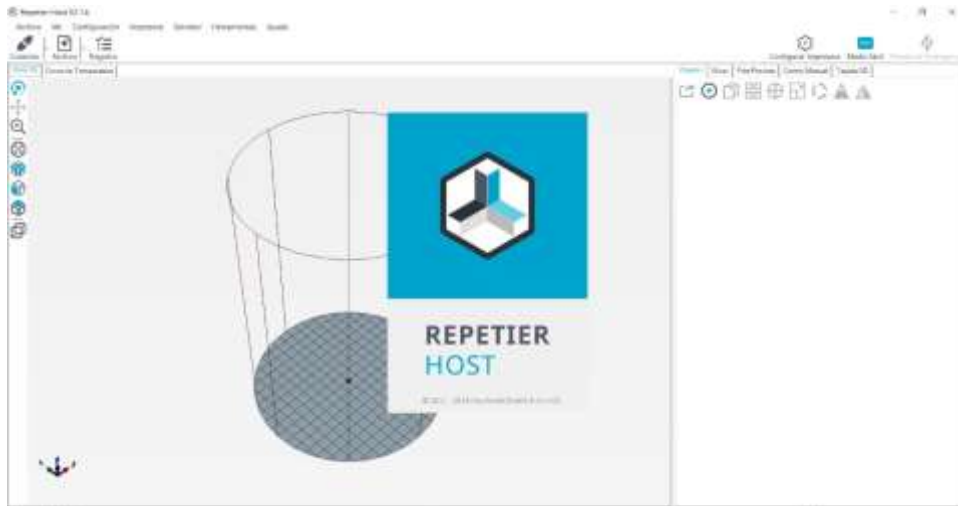


Figura 47. Pantalla Peretier-Host

- Como primer paso se realiza la calibrar las boquillas de extrusión se toma como referencia la altura de la cama de la impresora, se considera una distancia de 0.1mm

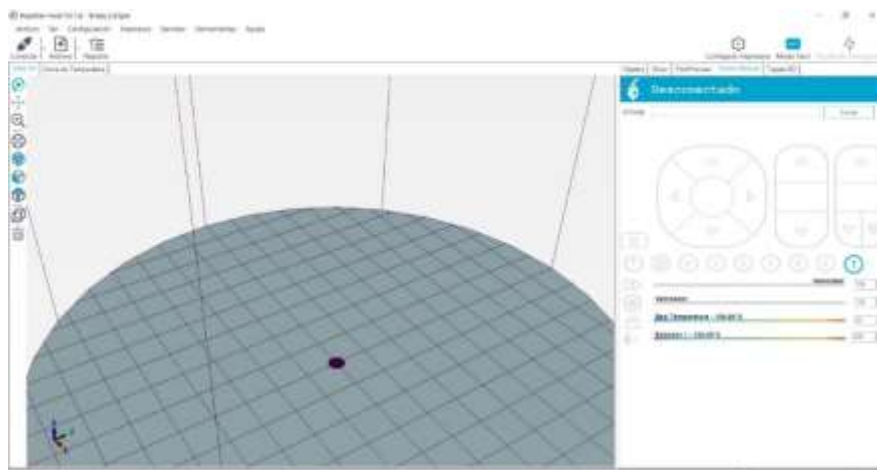


Figura 48. Pantalla Peretier-Host calibración de la boquilla

- Segundo paso es el nivelado de la estructura base, que debe estar plana para evitar el choque de la boquilla de extrusión.



Figura 49. Regulación de la impresora

- Y finalmente la máquina impresora ejecuta las ordenes omitidas por el programa para imprimir el prototipo.



Figura 50. Impresión 3D

2.2.4.3 Producto final

La investigación plateada concluye con la creación del producto terminable donde se ha completado el proceso de fabricación el cual es el resultado de todo el trabajo realizado y está listo para difundir a la sociedad cumpliendo con los altos estándares de la las siguientes academias:

- Academia Americana de cirujanos ortopédicos (AAOS), institución de educación especializada en el sistema musculoesquelética.
- ISO 16620 normas centradas en el contenido de origen biogénico de los plásticos.
- Normas ISO 9001 la industria del software licencias.
- INE 003 Dibujo Mecánico

El producto terminado surge cuando ya se completó y finalizo los procesos y métodos de diseño y está listo para ejecutar las actividades de funcionalidad para la cual fue construido.

2.3 Conclusiones

- Se desarrolla el modelo matemático aplicando la ecuación de notación compleja para el cálculo de las falanges de los dedos de las manos utilizando el software Matlab el cual genera las dimensiones de cada eslabón que conforma el mecanismo.

- Utilizando el mismo software Matlab se calcula el torque y la fuerza que va a generar cada movimiento de los dedos al momento de realizar las rehabilitaciones con esos resultados obtenidos se manipula a las variables y mejorar cinemáticamente el funcionamiento.
- Para el sistema electrónico se utiliza el programa Proteus el cual permite observar la simulación del circuito el mismo que se imprime en una placa de Arduino para su funcionamiento físico.
- El proceso de modelado y manufactura se realiza utilizando softwares y equipos tecnológicos que controla el sistema de interfaz gráfica del usuario para obtener el producto intangible y tangible en óptimas condiciones.

CAPÍTULO III ANÁLISIS DE RESULTADO

3.1 Introducción y objetivo

Hoy en día, las enfermedades cerebrovasculares son unas de las principales causas de discapacidad siendo las afecciones sustanciales los miembros superiores, una de las discapacidades es la pérdida de movimiento de manera parcial o total de los dedos de la mano. [58]

El Ministerio de Salud Pública del Ecuador define como discapacidad física a las deficiencias, limitaciones de desplazamiento o de coordinación del movimiento, fuerza reducida, dificultada con la motricidad fina o gruesa donde implica la movilidad reducida y complejidad para la realización de ciertas actividades de la vida diaria. El origen de la discapacidad motriz en los dedos de las manos en su mayoría se presenta mediante accidentes (de tránsito, deportivo, doméstico, laboral, centros educativos), y violencia (de género, maltrato/negligencia, lesiones auto infligida, social o delincuencia común). [59]

El objetivo del presente capítulo es resaltar los resultados obtenidos en la ejecución del objeto de estudio que se desarrolla mediante el diseño electromecánico direccionados a pacientes con problemas de movilidad en los dedos de las manos, mediante este prototipo electromecánico se pretende mitigar en parte las limitaciones que existen en los tratamientos de rehabilitación.

3.2 Análisis de los resultados

Para la evaluación de la deficiencia identificada en las extremidades superiores (dedos de las manos), ya sea de origen congénito o adquirido debe ser previamente diagnosticado por un especialista o profesional de la salud, el diagnóstico del trastorno o enfermedad determina el tiempo y el proceso de la rehabilitación que tienen que realizar.

El prototipo rehabilitador está compuesto por elementos mecánicos (diseño de los eslabones), eléctricos (motores de corriente directa) y electrónicos (módulos de control y el Arduino mega), que ejecutan dos movimientos de motricidad de los dedos de las manos, mediante las falanges que se encuentran conectados entre sí, como se observa en la figura 51. Ver Anexo 5 y 6

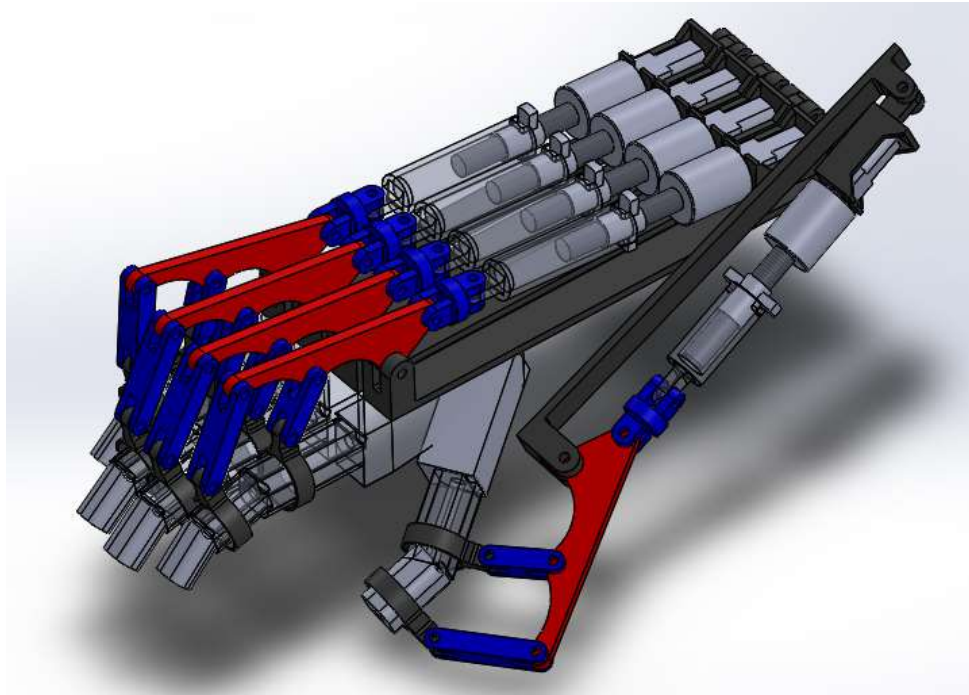


Figura 51. Diseño mecánico del prototipo rehabilitador

3.2.1 Análisis diseño mecánico

El diseño mecánico se realiza partiendo de la Antropometría-Norma DIN 33 402 tomando en consideración las dimensiones promedio de las falanges de la mano femenina ya detalladas en el capítulo anterior, conjuntamente con las dimensiones de la mano derecha del autor para lograr mayor eficiencia en las pruebas aplicadas, según la anatomía de la mano está formado por tres falanges, cinco articulaciones, huesos metacarpianos y carpianos, y el radio.

Tabla 19: Dimensiones de la longitud de las falanges en milímetros

Falange	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Distal	25	20	21	20	18
Medial	-	24	27	28	21
Proximal	32	40	42	41	35
Longitud base muñeca	46	72	73	70	65

El mecanismo comprende de 6 eslabones y tiene 3 grados de libertad, utilizando la operación Escala del gestor de diseño FeatureManager se aumenta o disminuye la geometría sin cambiar las definiciones creadas, para la cual se utilizó una configuración del 95%, 105%, 110%, 115% y 120%.

Tabla 21.Mecanismo escalado

Configuración	Croquis1	Es2	Es 3	Es 6	Es 4	Es 5
Predeterminado	1	80	22	20	35	22
95%	0,95	76	20,9	19	33,25	20,9
105%	1,05	84	23,1	21	36,75	23,1
110%	1,1	88	24,2	22	38,5	24,2
115%	1,15	92	25,3	23	40,25	25,3
120%	1,2	96	26,4	24	42	26,4

Matemáticamente es una relación de linealidad, proporcionalidad entre los valores predeterminados. Demostración del eslabón 2, en las 5 determinaciones.

$$Es\ 2 = \frac{80mm \cdot 95\%}{100\%} = 76mm$$

$$Es\ 2 = \frac{80mm \cdot 105\%}{100\%} = 84mm$$

$$Es\ 2 = \frac{80mm \cdot 110\%}{100\%} = 88mm$$

$$Es\ 2 = \frac{80mm \cdot 115\%}{100\%} = 92mm$$

$$Es\ 2 = \frac{80mm \cdot 120\%}{100\%} = 96mm$$

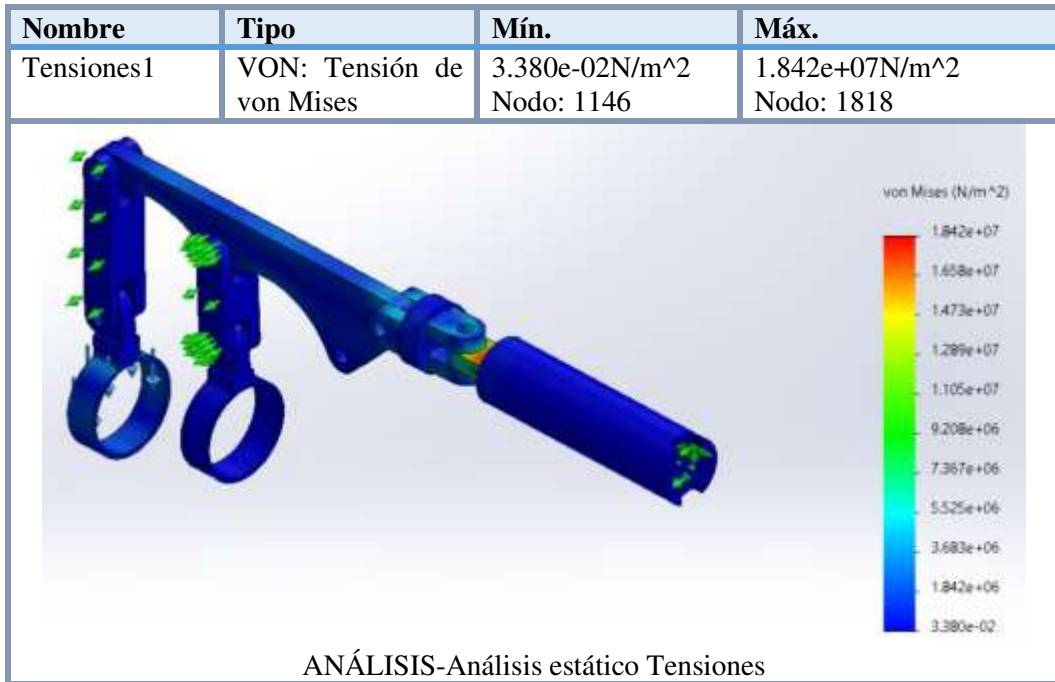
Simulación de análisis

Para el análisis estático del mecanismo se aplica una fuerza aproximada de 3.6 Newton, fuerza que ejerce los dedos de las manos de los seres humanos.

Tabla 22. Fuerzas de reacción

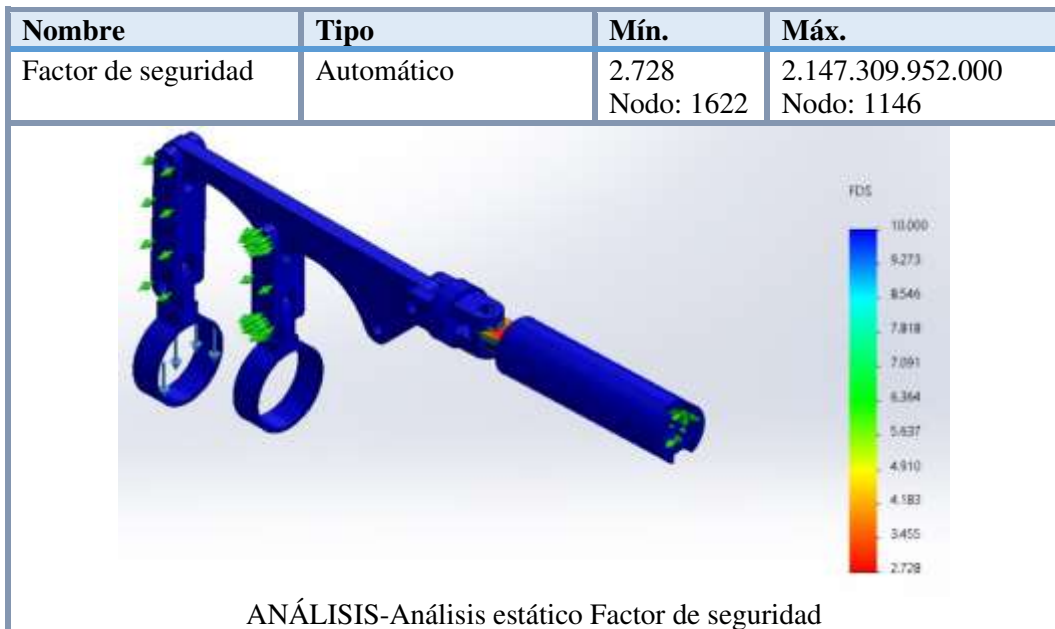
Conjunto de selecciones	Unidades	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultante
Todo el modelo	N	0.00300387	3.5961	-0.000489123	3.5961

Tabla 23. Análisis estático tensiones



El mecanismo genera un esfuerzo máximo de 18MPa que cubre la zona de color rojo.

Tabla 24. Análisis estático factor de seguridad



El coeficiente de seguridad del mecanismo es de 2.7 que indica la capacidad de exceso que tiene el mecanismo sobre sus requerimientos.

3.2.2 Análisis sistema eléctrico

En el análisis eléctrico se cita tres motores con sus características técnicas voltaje, corriente, torque, velocidad en rpm como se detalla en la siguiente tabla. Para darle movimiento al mecanismo se requiere calcular la potencia (W), el torque (Kg.cm) de los motores y el torque del tornillo sin fin.

Tabla 25: Características técnicas de los motores

Tipos de motores	Características técnicas
<p data-bbox="316 651 512 680">Motor reductor</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="858 651 1110 680">▪ Voltaje DC 12v <li data-bbox="858 703 1171 732">▪ Corriente 0.16 AMP <li data-bbox="858 754 1193 784">▪ Velocidad rpm:50rpm <li data-bbox="858 806 1145 835">▪ Torque 0.87kg.cm <li data-bbox="858 857 1353 954">▪ Tamaño, largo 5.5cm, diámetro 2.5cm, diámetro del eje 0.4cm.
<p data-bbox="316 1005 730 1084">Motor de engranaje de corriente continua</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="858 1005 1086 1034">▪ Voltaje 6-24v <li data-bbox="858 1057 1171 1086">▪ Corriente 0.25 AMP <li data-bbox="858 1108 1270 1137">▪ Velocidad rpm: 1- 1600rpm <li data-bbox="858 1160 1161 1189">▪ Torsión 0.1-8kg.cm <li data-bbox="858 1211 1353 1308">▪ Dimensiones largo 27mm, ancho 12mm, y el diámetro del eje 3mm.
<p data-bbox="316 1391 517 1420">Servo motor 9g</p> 	<ul style="list-style-type: none"> <li data-bbox="858 1391 1129 1420">▪ Torque 1.8kg.cm <li data-bbox="858 1442 1123 1471">▪ Voltaje 3.0-7.2V <li data-bbox="858 1494 1353 1576">▪ Dimensiones (LxWxH) = 22x11.5x27 mm

Aplicando la ley de Ohm y la potencia eléctrica calcular el torque del motor y del tornillo sin fin sabiendo que tiene una fuente de 12v y la corriente de 0.5A con una velocidad de 75rpm.

Datos:

Velocidad= 75rpm

Voltaje V= 12v

Corriente I= 0.5A

Potencia P= ?

Torsión T= ?

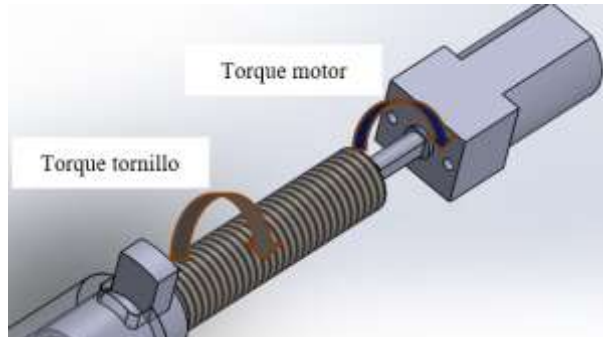


Figura 53. Diagrama de cuerpo libre
Fuente: Autor

$$P = V \times I \quad \text{Ecu. 3.1}$$

$$P = 12v \times 0.5 A$$

$$P = 6W$$

Con el valor de la potencia que equivale a 6Watt se calcula la torsión del motor, la velocidad equivale a 7.85 rad/segundo.

$$T = \frac{P}{\eta} \quad \text{Ecu. 3.2}$$

$$T = \frac{6W}{7.85 \text{ rad/seg}}$$

$$T = 0.76 \text{ Nxm} = 7.7 \text{ Kgxcn}$$

Aplicando la fórmula de mecánica tornillo de potencia se calcula la torsión del tornillo sin fin, con los siguientes datos.

Datos:

Diámetro d= 8mm

Diámetro primitivo dm= 7mm

Diámetro del collarín dc= 19mm

Paso P= 2mm

Coefficiente de rozamiento $\mu = 0.18$

Fuerza F= ?

Masa m= 26.23 gr

Calcula la fuerza partiendo de la masa

$$F = mg$$

$$F = 26.23 \text{ gr} \times 9.81 \text{ m/seg}^2$$

$$F = 257.3N$$

Calcular la torsión de tornillo sin fin

$$T = \frac{F \times d_m}{2} \times \frac{P + \pi \times \mu \times d_m}{\pi \times d_m - \mu \times P} + \frac{F \times \mu \times d_c}{2}$$

Ecu 3.3

$$T = \frac{257N \times 8mm}{2} \times \frac{2mm + \pi \times 0.18 \times 7mm}{\pi \times 7mm - 0.18 \times 2mm} + \frac{257N \times 0.18 \times 19mm}{2}$$

$$T = 1028 Nmm \times 0.275 + 439.47 Nmm$$

$$T = 282.7 Nmm + 439.47 Nmm$$

$$T = 722.17 Nmm = 7.36 Kg \times cm$$

El torque matemático calculado para el motor es de 7.7 Kg.cm y para el tornillo sin fin es de 7.36 Kg.cm, estos valores obtenidos comparando con las características técnicas de los motores, se asemeja al motor de engranajes de corriente continua pues su torque se encuentra en el rango más aproximado que resalta sus características, hasta el tamaño es adecuado para el acople correcto del mecanismo.

3.2.3 Análisis sistema electrónico

En el análisis del diseño electrónico se utiliza el software Arduino Mega 2560 código abierto con su propio lenguaje de programación el cual acciona los motores que están conectados a los respectivos dedos.

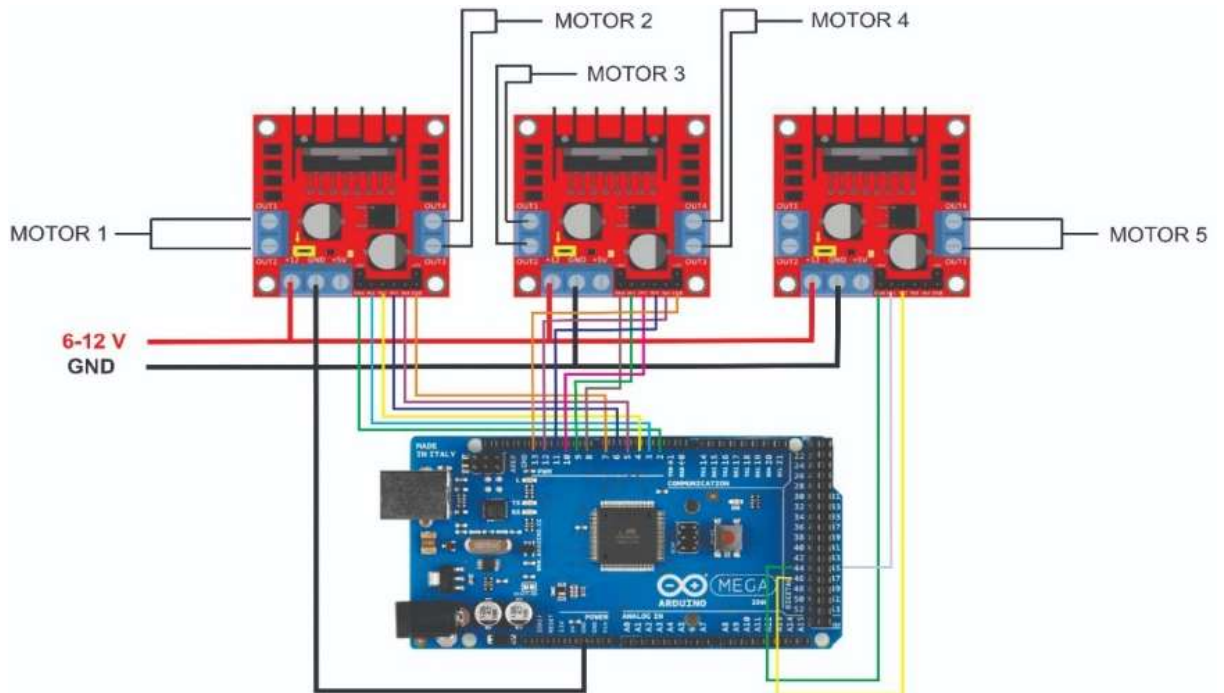


Figura 54. Diagrama de control

Características Arduino Mega 2560

- Microcontrolador ATmega 2560
- Vataje en entrada de 7-12V
- 54 pines digitales de entrada/salida (14 de ellos son salidas PWM).
- 16 entradas analógicas.
- Dimensiones 102mm x 53mm

En la siguiente tabla se detalla el funcionamiento de la programación del Arduino Mega que alimenta la comunicación a través de las entradas y salidas digitales, hacia los motores de engrane de corriente continua.

Tabla 26: Salidas digitales del prototipo

Dedo	Meñique	Anular	Medio	Índice	Pulgar
Motor	4	3	2	1	5
Salidas digitales	PWM 13 PWM 12 PWM 11	PWM 10 PWM 9 PWM 8	PWM 7 PWM 6 PWM 5	PWM 4 PWM 3 PWM 2	PWM 44 PWM 45 PWM 46

Fuente: Autor

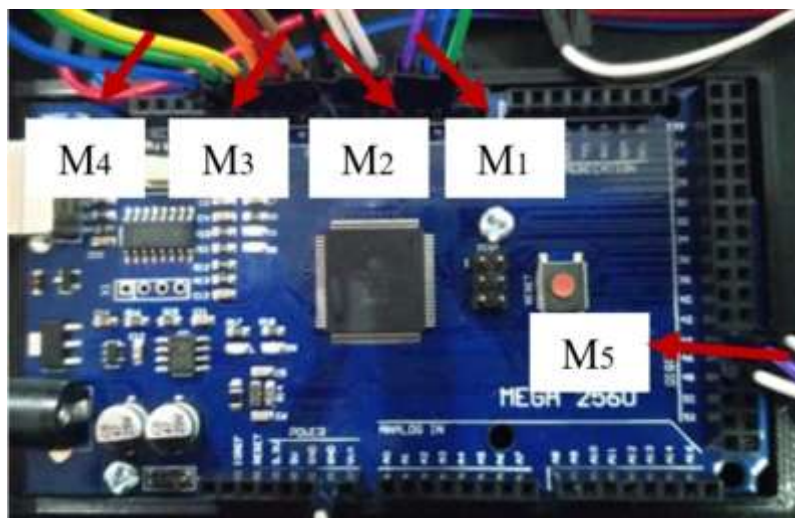


Figura 55. Diagrama de conexión del Arduino

	PWM color de cable		PWM color de cable
Meñique	Azul, verde, amarillo.	Índice	Morado, azul, verde.
Anular	Tomate, rojo, café.	Pulgar	Blanco, morado, blanco.
Medio	Negro, blanco, blanco.		

En el siguiente esquema se visualiza las conexiones directas de los pines digitales directamente con los motores de las falanges.

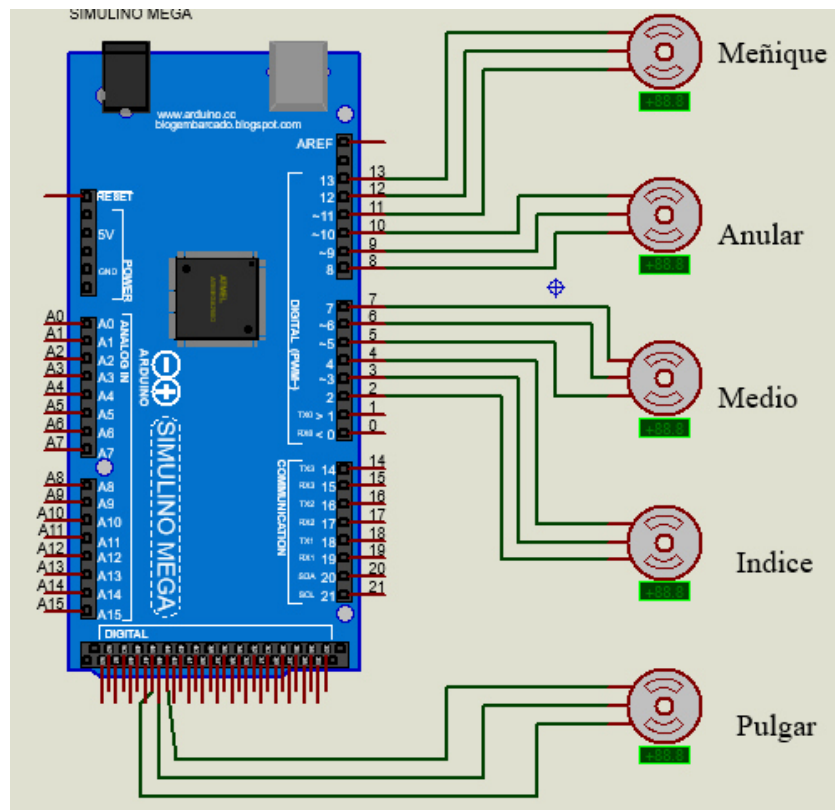


Figura 56. Esquema de conexión de la programación

En la programación se maneja módulos L298 Motor driver para controlar los motores sus características principales son:

- Voltaje de operación 5V
- Consumo de corriente 0 a 36mA
- Potencia máxima 25W
- Dimensiones 43 x 43 x 27 mm

El módulo L298 cuenta de pines ENA, IN1, IN2 que son las entradas para controlar el motor 1 (OUT1 y OUT2), de igual manera ENB, IN3, IN4 controlan el motor 2. Con un módulo se controla dos motores.

Tabla 27: Pines de los motores

Pines	Módulo 1	Módulo 2	Módulo 3
ENA, IN1, IN2	Motor 1	Motor 3	Motor 4
ENB, IN3, IN4	Motor 2	Motor 4	

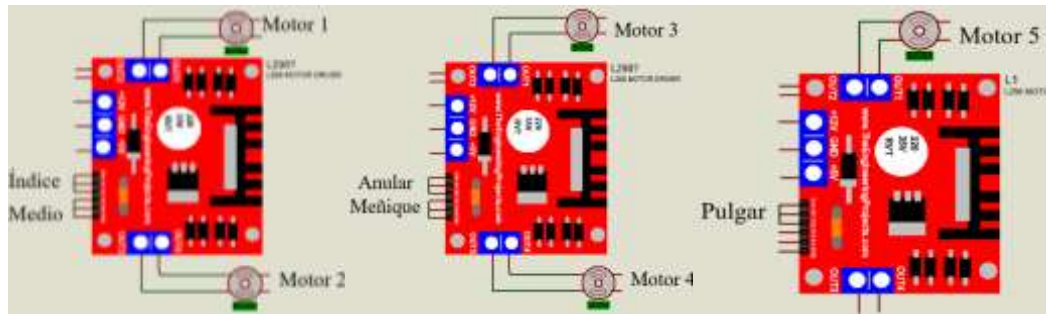


Figura 57. Módulo L298 conexión motores

Diagrama de flujo de la programación

En el diagrama de flujo se representa gráficamente el algoritmo de la programación que permite el arranque del sistema electrónico, el mismo que se programó en el lenguaje propia del Arduino Mega 2560, para la codificación se realiza la declaración de variables de salida, tiene once opciones de actuación como se observa en la tabla 25 (Ver Anexo 4). Se realiza la declaración de los motores, declaración de todos los pines como salidas, funciones velocidad de los motores y la detención de los motores.

Tabla 28: Opciones de ejecución del algoritmo

Opciones	Definición
Opción a	Ejecuta función M1_Adelante
Opción b	Ejecuta función M1_Atras
Opción c	Ejecuta función M2_Adelante
Opción d	Ejecuta función M2_Atras
Opción e	Ejecuta función M3_Adelante
Opción f	Ejecuta función M3_Atras
Opción g	Ejecuta función M4_Adelante
Opción h	Ejecuta función M4_Atras
Opción i	Ejecuta función M5_Adelante
Opción j	Ejecuta función M5_Atras
Opción k	Ejecuta función Adelante Atrás

3.2.4 Análisis de la deficiencia del pulgar

El pulgar tiene movimientos, a cada uno corresponde un valor relativo distribuido de la siguiente forma: flexión y extensión de la articulación interfalángica IF.

Tabla 29: Movimiento del dedo pulgar

Articulación	Movimiento	Rango normal
IF	Flexión	80°
	Extensión	0°

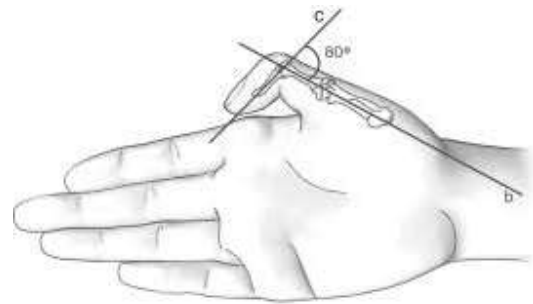
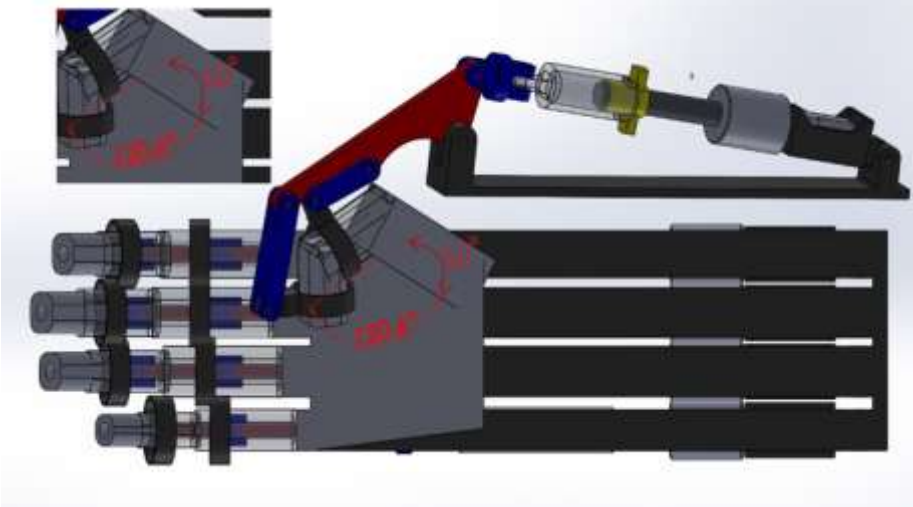



Figura 58. Articulación interfalángica IF
Fuente: [59]

Tabla 30: Resultado de las pruebas de movimiento dedo pulgar

Pruebas de funcionamiento	Movimiento	Rango normal
CAD	Flexión	60°
	Extensión	0°
		
Prototipo	Flexión	60°
	Extensión	0°
		

El dedo pulgar se analiza independientemente porque no tiene la falange medial, la extensión del dedo pulgar consiste en regresar a la posición inicial que equivale a 0° extensión y 80° de flexión, en la prueba nos registra un ángulo de 60° de flexión que se encuentra dentro de los rangos permitidos.

3.2.3 Análisis de la deficiencia del resto de los dedos

El resto de los dedos realizan la flexión y extensión apoyando en las articulaciones interfalángicas distal (IFD), y las articulaciones interfalángicas proximales (IFP).

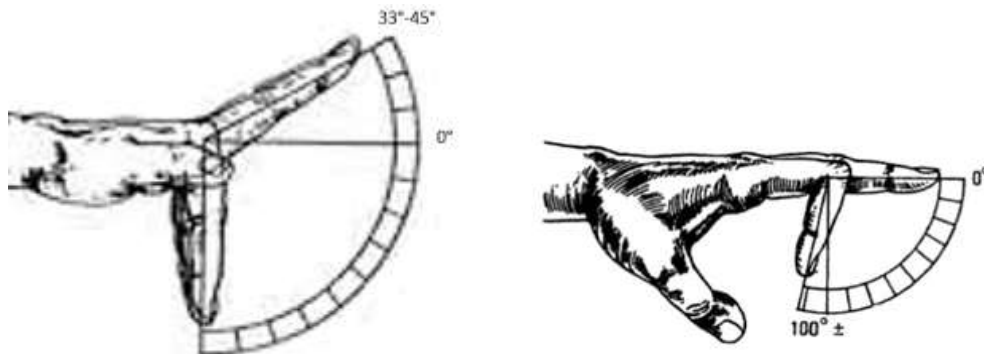
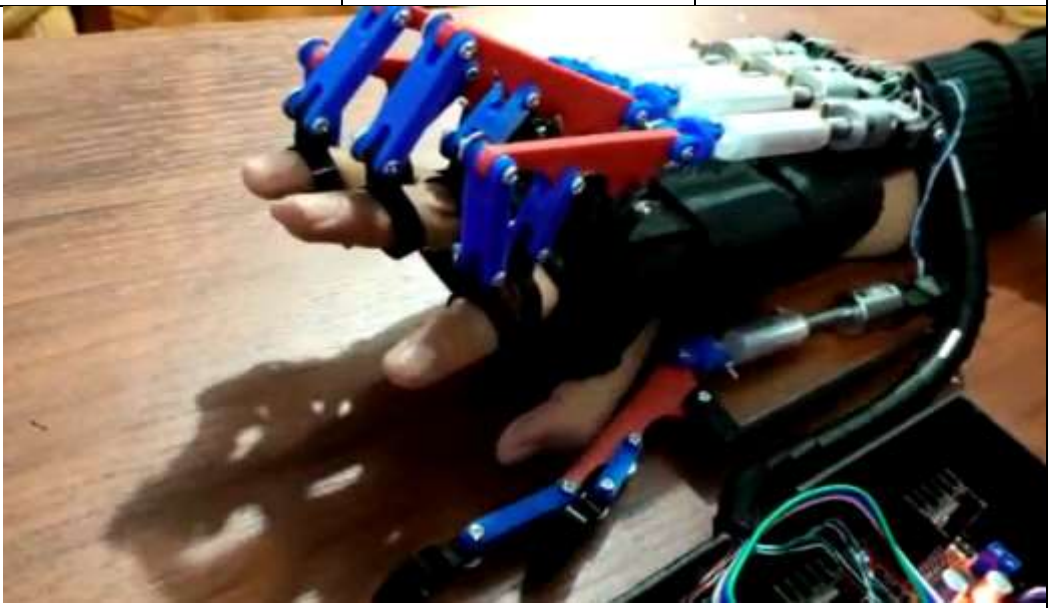


Figura 59. Flexión interfalángica proximal del dedo índice

Fuente: [59]

Tabla 31: Articulaciones interfalángicas proximales de los dedos de la mano

Pruebas de funcionamiento	Movimiento	Rango ideal
CAD	Flexión	105°
	Extensión	0°

Prototipo	Flexión	105°
	Extensión	0°
		



Fuente: Autor

En el análisis de las articulaciones interfalángicas se obtiene un ángulo 105° que alcanza una diferencia de 5° en la flexión de los dedos índice, medio, anular y meñique.

3.3 Valoración técnica y económica de la investigación

Valoración técnica del mecanismo. Mediante las pruebas de funcionamiento se demuestra la valoración técnica del diseño del prototipo rehabilitador de los dedos de las manos, cada componente depende de los factores dimensionales. El prototipo realiza dos ejercicios de rehabilitación 1) Extensión y flexión medio puño y 2) Extensión y flexión dedos individuales como se detalla:

Tabla 32: Movimientos del prototipo

<p>Extensión y flexión medio puño</p> <p>Los dedos de la mano se efectúan al comprimir las falanges hacia obteniendo un medio puño cerrado con todos los dedos de la mano y se extiende hasta alcanzar un plano próximo de la palma de la mano.</p>	
<p>Extensión y flexión dedos individuales</p> <p>Esto implica el movimiento consecutivo de presionar cada dedo hacia el centro de la palma del mano y estirar el dedo hasta alcanzar un plano próximo de la palma de la mano.</p>	

Fuente: Autor

Tabla 33: Resultados de las pruebas de movimiento

Número de pruebas	Ángulo de las falanges motriz eslabón 2	
	Flexión	Extensión
1	100°	0°
2	105°	1.3°
3	103°	1°
4	106°	0.7°
5	110°	0.5°

Fuente: Autor

Tabla 34: Valor promedio de los ángulos de movimiento

	Flexión	Extensión
Valore promedio del prototipo	104.8°	0.7°
Valores teóricos	±100°	0°-45°

Fuente: Autor

Aplicando la ecuación 3.4 calculamos la diferencia entre los datos teórico y los datos obtenidos mediante las pruebas realizadas.

$$\text{Flex} = \frac{\text{apro} - \text{exact}}{\text{exact}} \times 100 \quad \text{Ecu 3.4}$$

Flexión

$$\text{Flex} = \frac{104.8 - 100}{100} \times 100$$

I Flex = 4.8°

Extensión

$$\text{Ext} = 45 - 0.7$$

$$\text{Ext} = 44.3^\circ$$

El ángulo de flexión que se encuentra dentro del rango permitido como se detalla en la tabla 31. Con respecto a la extensión goza de aproximadamente 44.3° de recodo como se observa en la figura 58.

Valoración económica del proyecto. En la presente investigación los aspectos económicos se realizan mediante los costes de materia prima y manufactura que se emplea para el diseño del prototipo rehabilitador de los dedos de las manos como se describe en la siguiente tabla:

Tabla 35: Valoración Económica

Elementos	Cantidad	Coste total (\$)
Impresión prototipos		300
Motor	5	75
Tornillo	5	20
Placa Arduino mega	1	50
Módulos HW095	3	30
Acoples flexibles	5	50
Corona de bronce	5	25
Juegos de tornillos y tuerca de precisión	5	15
Fuente de alimentación de 12V	1	10
	Total	575

Fuente: Autor

Cálculo del TIR y VAN con una tasa de interés del 12% una duración de 2 meses y una inversión inicial de 5000 dólares.

Tabla 36: Plan de inversión

Equipos		
	Unidad	Total (\$)

Impresora 3D	1	2500
Computadora	2	1100
Insumos		
Filament printing	3	100
Imprevistos		100
Talento humano		
Ing. Electromecánico mecánico	1	1000
Ayudante medio tiempo	1	200

Propuesta: Tiene una inversión inicial de 5000 y se espera un retorno del primer mes de 4000 dólares y el segundo mes de 3000 dólares.

Tabla 37. Tabla proyección evaluado

Propuesta	Inversión inicial (\$)	Mes 1	Mes 2
A	5000	3000	4000

Fuente: Autor

Calcular el Valor Actual Neto VAN

$$VAN = -5000 + \frac{3000}{(1 + 0.12)^1} + \frac{4000}{(1 + 0.12)^2}$$

$$VAN = -5000 + 2678 + 3188$$

$$VAN = 866$$

Calcular la tasa Interna de Retorno

$$x = \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a}$$

$$x = \frac{-3000 \pm \sqrt{3000^2 - 4(-5000)4000}}{2(-5000)}$$

$$x_1 = 1.24$$

$$x_2 = -0.64$$

$$TIR = x - 1$$

Si $TIR > K$ inversión aceptada

$$24\% > 12\%$$

$$TIR = 1.24 - 1$$

$$TIR = 0.24 = 24\%$$

Mediante el cálculo de la valorización económica proyectada para dos meses y con una tasa de descuento de 12% se obtienen un 24% del TIR que es un valor mayor, al valor de la tasa de descuento teniendo como resultado una inversión aceptable para la rentabilidad del proyecto.

3.4 Impacto de la investigación

El prototipo rehabilitador de los dedos de las manos para personas con discapacidad motriz tiene como objetivo efectuar terapias activas para que el paciente pueda realizar movimientos ejercitantes en el proceso de recuperación, y posteriormente la funcionalidad correcta de los dedos de las manos empleando el diseño, soporte y tecnología con el propósito de satisfacer al área de salud.

3.4.1 Impacto tecnológico

El desarrollo tecnológico se ha convertido en un recurso que promueve soluciones a las problemáticas de la sociedad. La tecnología en rehabilitación está relacionada con la producción de instrumentos, equipos, sistemas y dispositivos el cual genera ese impacto a los procesos de rehabilitación y por ende a personas con discapacidad. A través de la presente investigación se aplica la tecnología asistida, el cual permite solventar los procesos de rehabilitación continúa tratando de alcanzar un mecanismo ligero, fácil de usar y de menor costo sin complejidad de fabricación.

3.4.1 Impacto social

Según las estadísticas de Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades se encuentran registrados un total de 471.072 personas que corresponde al 45.72% de discapacidad física como se muestra en la figura 54 [60]. El Ministerio de Salud tiene la obligación de brindar de forma gratuita ayudas técnicas como: sillas de ruedas, bastones, audífonos, y otros. Mediante la presente investigación se puede contribuir a la sociedad y a los sectores menos favorecidos que padecen estos casos.

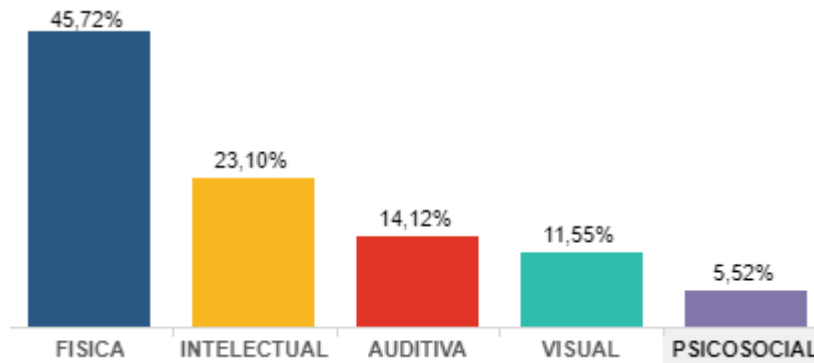


Figura 60. Tipo de discapacidad en el Ecuador
Fuente: [60]

CONCLUSIONES

Una vez realizado el análisis de resultado del prototipo rehabilitador de los dedos de las manos a partir de los movimientos de regularidad perfeccionado en la presente investigación, puede ser considerado como un instrumento útil para ser incorporado en los programas de rehabilitación de las terapias físicas según las pruebas de funcionamiento realizado.

El prototipo tiene aproximadamente una inversión de 575 dólares un precio económico, ya que está al alcance de cualquier persona o institución que lo quiera adquirir e implementar en sus procesos de terapia.

CONCLUSIONES GENERALES

De acuerdo con los resultados obtenidos, todo indica que el modelo rehabilitador de los dedos de la mano cubre la amplitud de los movimientos cinemáticos establecidos dentro de los parámetros de: extensión de 0° hasta 105° y de flexión de 0° hasta 7°.

El mecanismo de cadena abierta cubre las falanges proximales, medio y distal de los dedos índice, medio, anular y meñique generando los dos ejercicios de rehabilitación, el dedo pulgar no cuenta con la falange medio por tal motivo el mecanismo se acopla fácilmente al dedo pulgar debido a los tres grados de libertad que presenta el mecanismo.

En cuanto a la simulación de análisis aplicado al mecanismo se considera que el coeficiente de seguridad es de 2.7 lo cual indica la capacidad de exceso que tiene el mecanismo sobre sus requerimientos.

Para el proceso de manufactura se utiliza la tecnología de fabricación por adición a una temperatura que oscila de (195 a 205) °C el cual le da la forma tridimensional a los elementos (eslabones) que conforma el sistema mecánico a partir de un modelo digital. El único inconveniente es el tiempo de la demora de la impresión, en promedio cada elemento se demora de 3 a 4 horas para imprimir.

RECOMENDACIONES

Los parámetros de ajuste deben ser mejorados, implementando otros elementos y dispositivos con el fin de fabricar el prototipo en serie por lo tanto se recomienda a los lectores que tengan interés en el proyecto realizar proceso de optimización para mejorar los resultados reflejados.

Los elementos diminutos diseñados para la impresión en tres dimensiones tienen que ser reemplazados por otros materiales debido a que la manufactura por deposición fundida tiene limitaciones en tamaños por tal motivo se recomienda no modelar elementos pequeños.

Para la base del diseño eléctrico del dedo pulgar se recomienda utilizar un material rígido ya que al momento de accionar el juego motor tornillo sin fin la base se comienza a pandear, de igual manera para los anillos de los dedos también se recomienda cambiar por un material flexible como correas pagables que facilite el ajuste adecuado a los dedos de las manos.

Se sugiere también adjuntar un manual de mantenimiento de la fase mecánica y la fase electrónica del prototipo el cual alargaría su vida útil.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. N. d. D. Ecuador, *Todo Una Vida*, Ecuador, 2017-2021.
- [2] R. Sánchez y R. Martín, *Prototipo de exoesqueleto biónico*, Salamanga, 2019.
- [3] A. García, «Prototipo de mano robótica inspirada en la mano humana,» *Revista Tekhnê*, vol. 13, nº 2, pp. 27-42, 2016.
- [4] L. Álvarez y E. Betún, *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO A TRAVÉS DE UN MICRO CONTROLADOR CON SEÑALES MIOELÉCTRICAS PARA EL MEJORAMIENTO DE LA MOVILIDAD DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE ANTEBRAZO HUMANO IZQUIERDO*, Latacunga: UTC, 2019.
- [5] R. Gutierrez, 6 Febrero 2020. [En línea]. Available: <https://all3dp.com/1/best-pla-filament/>. [Último acceso: 21 Abril 2020].
- [6] M. Martínez Matheus y A. Ríos Rincón, «La tecnología en rehabilitación: una aproximación,» *Rev. Cienc. Bogotá (Colombia)*, vol. 4, nº 2, p. 102, 2006.
- [7] X-Limb, *Hacia la mano mioeléctrica más utilizable*, Australia : unimelb, 2018.
- [8] A. Mohammadi, J. Lavranos, H. Zhou y L. Connal, «A practical 3D-printed soft robotic prosthetic hand with multi-articulating capabilities,» *PLoS ONE*, vol. 15, nº 5, pp. 1-23, 2020.
- [9] D. Lopesino, *Análisis y mejoras del diseño de una mano protésica*, Madrid: upm.es, 2018.
- [10] Facultad de Tecnología Electrónica, Informática y de la Información, Rama Qazvin, Universidad Islámica Azad, Qazvin, Irán, «Design, Analysis and Control of the 4 Fingers Rehabilitation Robot,» *Revista de investigación y ciencias de la rehabilitación*, vol. 6, nº 4, pp. 160-168, 2019.
- [11] T. Heng Hsu, Y. Cheng Chiang, W. Tun Cha y S. Jui Chen, «Un robot de exoesqueleto de dedo para la rehabilitación del movimiento de los dedos,» *Invenciones*, vol. 2, nº 3, pp. 1-8, 2017.
- [12] G. Carbone, B. Corves y D. Cafolla, «Diseño de un mecanismo de conducción de dos DOF para un exoesqueleto de dedo asistido por movimiento,» *Ciencias aplicadas*, vol. 10, nº 7, pp. 1-23, 2020.
- [13] V. Alvarado, J. Sánchez y J. Gómez, «Adquisición de señales SEMG con electrodos secos para el control de movimiento de dedos en una prótesis

robótica fabricada en una impresora 3D,» *Revista chilena de ingeniería*, vol. 27, n° 3, pp. 522-536, 2019.

- [14] E. López, R. Martínez y A. Vilchis, «Diseño de una prótesis de mano para uso en teclados con interfaz sEMG,» *Revista electrónica de Computación, Informática, Biomédica y Electrónica*, vol. 8, n° 1, pp. 47-69, 2019.
- [15] A. Correa y V. Albán, «Prótesis de mano virtual movida por señales encefalograficas – EEG,» *Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal*, vol. 14, n° 2, pp. 99-110, 2016.
- [16] L. Y. MARTÍNEZ DÍAZ y J. A. NIÑO VEGA, *ELABORACIÓN DE UNA MANO ROBÓTICA DIDÁCTICA PARA LA ENSEÑANZA DE PROGRAMACIÓN EN ARDUINO, DIRIGIDA AL NIVEL DE EDUCACIÓN MEDIA EN UNA INSTITUCIÓN EDUCATIVA DE LA CIUDAD DE DUITAMA, BOYACÁ: UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA Y TECNOLÓGICA DE COLOMBIA*, 2017.
- [17] UTN Facultad Regional Delta, *MANO BIÓNICA PROSTÉTICA*, Buenos Aires: UTN Facultad Regional Delta, 2019.
- [18] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE SALUD, *Discapacidades*, OMS: OMS, 2020.
- [19] G. Toapanta, P. Benavides y W. Mosquera, *DISEÑO DE UN REHABILITADOR PARA MUÑECA*, Ibarra: Universidad Técnica del Norte, 2017.
- [20] M. Lozada Fiallos, *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO MECATRÓNICO PARA REHABILITACIÓN DEL PULGAR*, Quito: ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL, 2018.
- [21] J. W. AMANGANDI AGUILAR, *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE MANOS ROBÓTICAS PARA LA GENERACIÓN DE MOVIMIENTOS DEL ALFABETO DACTILOLÓGICO*, RIOBAMBA: ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO, 2018.
- [22] L. A. Garcés Yancha, *DISEÑO DE UN MECANISMO PARA CONTROLAR EL MOVIMIENTO DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN CORTA PARA LOS DEDOS DE UNA PROTESIS DE MANO*, Ambato: UNISIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO, 2018.
- [23] D. A. ZURITA ARBOLEDA, *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE MANO ROBÓTICA CON ARQUITECTURA ANTROPOMÓRFICA CONTROLADO MEDIANTE ONDAS CEREBRALES*, Latacunga: ESPE, 2017.

- [24] V. Kureichik, V. Bova y V. Kureichik, «Hybryd Approach for Computer-Aided Design Problems,» *IEEE*, pp. 1-5, 2019.
- [25] Z. Liang , Z. Jian y Z. Li-Nan , «The Application of Human-Computer Interaction Idea in Computer Aided Industrial Design,» *IEEE*, pp. 1-5, 2017.
- [26] J. O. Pérez, Introducción al AutoCAD en tres dimensiones, Cuenca Ecuador: Universidad Politécnica Salesiana, 2017.
- [27] H. Randy , AutoCAD 2020 Tutorial Second Level 3D Modeling, United States of America: Stephen Schroff, 2020.
- [28] D. Planchard, SOLIDWORKS 2020 Tutorial, United States of America: Stephen Schroff, 2020.
- [29] A. Ortega, Fabricación digital: Introducción al modelado e impresión 3D, España: Gobierno de España, 2018.
- [30] La revista de impresión 3D, «LA IMPRESORA 3D IDEX PLUG,» [En línea]. Available: <https://all3dp.com/1/best-pla-filament/>. [Último acceso: 19 Septiembre 2020].
- [31] Tecnología PolyJet, [En línea]. Available: <https://www.pixelsistemas.com/fabricacion-aditiva-impresion-3d/tecnologia-polyjet>. [Último acceso: 19 Septiembre 2020].
- [32] O. Albarrán, Introcucción a la tecnología CNC, México: Universidad Politécnica del Valle de Toluca, 2019.
- [33] . C. Guerra Torres, Análisis y Síntesis de Mecanismos con Aplicaciones, México: Edición Ebook, 2015.
- [34] R. Norton, Diseño de Maquinaria, México: McGrawHill Education, 2013.
- [35] R. Budynas y K. Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, México: McGraw-Hill Interamericana, 2018.
- [36] DIRECTIVA 93/42/CEE DEL CONSEJO, *Productos sanitarios*, Europa: Parlamento Europeo, 1993.
- [37] H. Munilla, «Ácido láctico y poliláctico: Situación actual y tendencias,» *Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal*, vol. XXXIX, n° 1, pp. 49-59, 2005.
- [38] F. Castany, A. Martínez y J. Aísa, Diseño y desarrollo de componentes de plástico inyectados (I): el material, Zaragoza: Universidad Zaragoza, 2013.

- [39] E. Hernández , R. Cruz, F. Robled y L. Santoyo, «Caracterización del alcohol polivinílico usado en,» *Revista Mexicana de Ciencias Farmacéutica recubrimientos de base acuosa*, vol. 38, nº 2, pp. 15-25, 2007.
- [40] J. Acosta, *Diccionario de Química Física*, España: Díaz de Santos Ediciones, 2005.
- [41] F. Billmeyer, *Ciencia de los polímeros*, Bogotá: Reverté, 1975.
- [42] M. G. TADESSE, D. DUMITRESCU y C. LOGHIN, «3D Printing of NinjaFlex Filament onto PEDOT:PSS-Coated,» *ELECTRONIC MATERIALS*, vol. 47, nº 3, pp. 2082-2092, 2018.
- [43] Coindiario, «coindiario@gmail.com,» [En línea]. Available: <https://coindiario.com/la-impresion-en-3d-esta-cambiando-el-futuro/>. [Último acceso: 19 Septiembre 2020].
- [44] R. Gutierrez, <https://all3dp.com/1/best-pla-filament/>, 02 Febreo 2020. [En línea]. Available: <https://all3dp.com/1/best-pla-filament/>. [Último acceso: 21 Septiembre 2020].
- [45] M. Pérez y M. Zamora, «Caracterización paramétrica para un modelo de segundo orden del servomotor RC,» *Ingenierías*, vol. XXII, nº 82, pp. 1-15, 2019.
- [46] A. Díaz, *Sistema de regulación y control*, Barcelona: MARCOMBO, S.A., 2011.
- [47] B. Brent y S. Novotny, *Rehabilitación Ortopédica*, España: Elsevier, 2018.
- [48] B. Brotzman y K. Theresa, *Rehabilitación Ortopédica*, España: Elsevier, 2018.
- [49] M. Hardy y B. Brent, *Rehabilitación Ortopédica*, España: Elsevier , 2018.
- [50] B. López, *Diseño mecánico y primer prototipo de un robot de rehabilitación de mano.*, Valladolid: UNIVERSIDAD DE VALLADOLID, 2017.
- [51] M. Arias, E. Lugo y B. De la Cruz, *DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MANO*, México: Universidad Tecnológica de la Mixteca, 2017.
- [52] *Desarrollo de un prototipo automático para rehabilitación de muñeca con 2 grados de libertad*, Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, 2018.
- [53] J. L. Melo, *Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y Seguridad Industrial*, Chile.

- [54] M. Sarac, M. Solazzi y A. Frisolo, «Requisitos de diseño de exoesqueletos de mano genéricos y estudio de exoesqueletos de mano para rehabilitación, uso asistido o háptico,» *IEEE*, vol. 12, n° 4, pp. 400 - 413, 2019.
- [55] W. Caraguay y S. Marco, «Diseño e Implementación de una Plataforma Experimental de Mano Robótica,» *LATIN AMERICAN JOURNAL OF COMPUTING*, vol. IV, n° 3, 2017.
- [56] J. Shigley, *Teoría de máquinas y mecanismos*, México: McGraw-Hill, 2015.
- [57] J. Zurita, *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS MECATRÓNICA PARA REHABILITACIÓN DE LOS DEDOS TRIFALÁNGICOS DE LA MANO*, Quito: ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL, 2018.
- [58] V. U. ORTÍZ GUTIÉRREZ, *CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO TECNOLÓGICO, PARA LA REHABILITACIÓN DE LA FLEXIÓN Y EXTENSIÓN DE LAS*, Quito: UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA EQUINOCCIAL, 2018.
- [59] MINISTERIO DE SALUD PUBLICA, «Manual de la calificación de la discapacidad,» Quito, 2018.
- [60] Gobierno del Ecuador, «Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades,» Septiembre 2021. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 26 Septiembre 2021].
- [61] Gobierno del Ecuador, «Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades,» Septiembre 2021. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>.

ANEXOS

Anexo 1 Tabla de la código g

G00 Posicionamiento con movimiento rápido (Grupo 01) (X,Y,Z,A,B)(Setting 10, 56, 101).

G01 Movimiento de interpolación lineal (Grupo 01) (X,Y,Z,A,B,F,,R,,C) .

G02 Movimiento de Interpolación Circular CW (sentido de las agujas del reloj) (Grupo 01). (X,Y,Z,A,I,J,K,R,F).

G03 Movimiento de Interpolación Circular CCW (sentido contrario a las agujas del reloj) (Grupo 01) (X,Y,Z,A,I,J,K,R,F,,C,,R).

G04 Pausa (Grupo 00) (P) (P =segundos"." milisegundos) .

G09 Parada Exacta.No es modal (Grupo 00).

G10 Establecer correctores (Grupo 00).

Anexo 2 Características de los termoplásticos

Los termoplásticos Fuente: Los datos se obtuvieron de *Machine Design Materials Reference Issue*, publicada por Penton/IPC, Cleveland. Estas características de referencia se publican cada dos años y constituyen una fuente excelente de información sobre una gran variedad de materiales.

Nombre	Su kpsi	E Mpsi	Dureza Rockwell	Elongación %	Estabilidad dimen- sional	Resis- tencia térmica	Resis- tencia química	Procesa- miento
Grupo ABS	2-8	0.10-0.37	60-110R	3-50	Buena	*	Aceptable	EMST
Grupo acetal	8-10	0.41-0.52	80-94M	40-60	Excelente	Buena	Alta	M
Acrílico	5-10	0.20-0.47	92-110M	3-75	Alta	*	Aceptable	EMS
Grupo fluoroplástico	0.50-7	---	50-80D	100-300	Alta	Excelente	Excelente	MPR [†]
Nailon	8-14	0.18-0.45	112-120R	10-200	Pobre	Pobre	Buena	CEM
Óxido de fenileno	7-18	0.35-0.92	115R, 106L	5-60	Excelente	Buena	Aceptable	EFM
Policarbonato	8-16	0.34-0.86	62-91M	10-125	Excelente	Excelente	Aceptable	EMS
Poliéster	8-18	0.28-1.6	65-90M	1-300	Excelente	Pobre	Excelente	CLMR
Poliimida	6-50	---	88-120M	Muy baja	Excelente	Excelente	Excelente [†]	CLMP
Sulfuro de polifenileno	14-19	0.11	122R	1.0	Buena	Excelente	Excelente	M
Grupo poliestireno	1.5-12	0.14-0.60	10-90M	0.5-60	---	Pobre	Pobre	EM
Polisulfone	10	0.36	120R	50-100	Excelente	Excelente	Excelente [†]	EFM
Cloruro de polivinilo	1.5-7.5	0.35-0.60	65-85D	40-450	---	Pobre	Pobre	EFM

* Grados resistentes al calor disponibles.

† Con excepciones.

C Recubrimientos L Laminados R Resinas E Extrusiones M Moldeados S Hojas F Espumas P Métodos de prensado y sinterizado T Tubos

Los termofijos Fuente: Los datos se obtuvieron de *Machine Design Materials Reference Issue*, publicada por Penton/IPC, Cleveland. Estas características de referencia se publican cada dos años y constituyen una fuente excelente de datos sobre una gran variedad de materiales.

Nombre	Su kpsi	E Mpsi	Dureza Rockwell	Elongación %	Estabilidad dimen- sional	Resis- tencia térmica	Resis- tencia química	Procesa- miento
Alquídicos	3-9	0.05-0.30	99M*	...	Excelente	Buena	Aceptable	M
Alílicos	4-10	...	105-120M	...	Excelente	Excelente	Excelente	CM
Grupo amino	5-8	0.13-0.24	110-120M	0.30-0.90	Buena	Excelente*	Excelente*	LR
Epóxicos	5-20	0.03-0.30*	80-120M	1-10	Excelente	Excelente	Excelente	CMR
Fenólicos	5-9	0.10-0.25	70-95E	...	Excelente	Excelente	Buena	EMR
Silicones	5-6	...	80-90M	Excelente	Excelente	CLMR

* Con excepciones.

C Recubrimientos L Laminados R Resinas E Extrusiones M Moldeados S Hojas E Espumas P Métodos de prensado y sinterizado T Tubos

Anexo 3 Tornillo collarin coeficiente de fricción

Coeficientes de fricción	
Materiales	μ
Acero - Acero (seco)	0,16
Acero - Acero(lubricado)	0,085
Acero - Fundición(seco)	0,18
Acero - Fundición (lubricado.)	0,08
Acero - Bronce(seco)	0,18
Acero - Bronce(Lubricado.)	0,075
Bronce - Bronce(seco)	0,19
Bronce - Bronce(Lubricado.)	0,06
Fundición - Bronce(seco)	0,18
Fundición - Bronce(Lubricado.)	0,08
Fundición - Fundición (seco)	0,14
Fundición - Fundición (Lubricado)	0,1

Anexo 4 Código del funcionamiento del prototipo

```

/*
Declaración de los motores:MOTOR 1 MOTOR 2 MOTOR 3
MOTOR 4 MOTOR 5
*/
// Motor D1
int EN1 = 2;
int D11 = 3;
int D12 = 4;

// Motor D2
int EN2 = 7;
int D21 = 5;
int D22 = 6;

```

```

// Motor D3
int EN3 = 8;
int D31 = 9;
int D32 = 10;

// Motor D4
int EN4 = 13;
int D41 = 11;
int D42 = 12;

// Motor D5
int EN5 = 44;
int D51 = 45;
int D52 = 46;

void setup ()
{
  Serial.begin(9600);
  // Declaramos todos los pines como salidas
  pinMode (EN1, OUTPUT);
  pinMode (EN2, OUTPUT);
  pinMode (EN3, OUTPUT);
  pinMode (EN4, OUTPUT);
  pinMode (EN5, OUTPUT);
  pinMode (D11, OUTPUT);
  pinMode (D12, OUTPUT);
  pinMode (D21, OUTPUT);
  pinMode (D22, OUTPUT);
  pinMode (D31, OUTPUT);
  pinMode (D32, OUTPUT);
  pinMode (D41, OUTPUT);
  pinMode (D42, OUTPUT);
  pinMode (D51, OUTPUT);
  pinMode (D52, OUTPUT);
}

/* _____ *****/
**** _____ */
void Adelante ()
{
  //Direccion motor 1
  digitalWrite (D11, HIGH);
  digitalWrite (D12, LOW);
  analogWrite (EN1, 75); //Velocidad motor 1
  //Direccion motor 2
  digitalWrite (D21, HIGH);
  digitalWrite (D22, LOW);
}
FUNCIONES

```

```

analogWrite (EN2, 75); //Velocidad motor 2
  //Direccion motor 2
digitalWrite (D31, HIGH);
digitalWrite (D32, LOW);
analogWrite (EN3, 75); //Velocidad motor 3
  //Direccion motor 4
digitalWrite (D41, HIGH);
digitalWrite (D42, LOW);
analogWrite (EN4, 75); //Velocidad motor 4
  //Direccion motor 5
digitalWrite (D51, HIGH);
digitalWrite (D52, LOW);
analogWrite (EN5, 75); //Velocidad motor 5
}
void Atras ()
{
  //Direccion motor 1
digitalWrite (D11, LOW);
digitalWrite (D12, HIGH);
analogWrite (EN1, 75);
  //Direccion motor 2
digitalWrite (D21, LOW);
digitalWrite (D22, HIGH);
analogWrite (EN2, 75);
  //Direccion motor 3
digitalWrite (D31, LOW);
digitalWrite (D32, HIGH);
analogWrite (EN3, 75);
  //Direccion motor 4
digitalWrite (D41, LOW);
digitalWrite (D42, HIGH);
analogWrite (EN4, 75);
  //Direccion motor 5
digitalWrite (D51, LOW);
digitalWrite (D52, HIGH);
analogWrite (EN5, 75);
}
/* _____ MOTOR
1 _____ */
void M1_Adelante ()
{
  //Direccion motor 1
digitalWrite (D11, HIGH);
digitalWrite (D12, LOW);
analogWrite (EN1, 75); //Velocidad motor 1
}
void M1_Atras ()
{
  //Direccion motor 1

```

```

digitalWrite (D11, LOW);
digitalWrite (D12, HIGH);
analogWrite (EN1, 75);
}

/* _____MOTOR
2 _____ */
void M2_Adelante ()
{
//Direccion motor 2
digitalWrite (D21, HIGH);
digitalWrite (D22, LOW);
analogWrite (EN2, 75); //Velocidad motor 2
}
void M2_Atras ()
{
//Direccion motor 2
digitalWrite (D21, LOW);
digitalWrite (D22, HIGH);
analogWrite (EN2, 75);
}

/* _____MOTOR
3 _____ */
void M3_Adelante ()
{
//Direccion motor 3
digitalWrite (D31, HIGH);
digitalWrite (D32, LOW);
analogWrite (EN3, 75); //Velocidad motor 2
}
void M3_Atras ()
{
//Direccion motor 3
digitalWrite (D31, LOW);
digitalWrite (D32, HIGH);
analogWrite (EN3, 75);
}
/* _____MOTOR
4 _____ */
void M4_Adelante ()
{
//Direccion motor 4
digitalWrite (D41, HIGH);
digitalWrite (D42, LOW);
analogWrite (EN4, 75); //Velocidad motor 2
}
void M4_Atras ()
{

```

```

//Direccion motor 4
digitalWrite (D41, LOW);
digitalWrite (D42, HIGH);
analogWrite (EN4, 75);
}
/* _____MOTOR
5 _____ */
void M5_Adelante ()
{
//Direccion motor 5
digitalWrite (D51, HIGH);
digitalWrite (D52, LOW);
analogWrite (EN5, 75); //Velocidad motor 2
}
void M5_Atras ()
{
//Direccion motor 5
digitalWrite (D51, LOW);
digitalWrite (D52, HIGH);
analogWrite (EN5, 75);
}

/* _____DETENER TODOS LOS
MOTORES _____ */
void Parar ()
{
//Direccion motor 1
digitalWrite (D11, LOW);
digitalWrite (D12, LOW);
analogWrite (EN1, 0);
//Direccion motor 2
digitalWrite (D21, LOW);
digitalWrite (D22, LOW);
analogWrite (EN2, 0);
//Direccion motor 3
digitalWrite (D31, LOW);
digitalWrite (D32, LOW);
analogWrite (EN3, 0);
//Direccion motor 4
digitalWrite (D41, LOW);
digitalWrite (D42, LOW);
analogWrite (EN4, 0);
//Direccion motor 5
digitalWrite (D51, LOW);
digitalWrite (D52, LOW);
analogWrite (EN5, 0);
}
void loop ()
{

```

```

//si existe datos disponibles los leemos
if (Serial.available()>0){
  //leemos la opcion enviada
  char opcion=Serial.read();
  Serial.println(opcion);

/* _____ MENÚ _____ DE
OPCIONES _____ */
  switch (opcion) {

    //MOTOR 1
    //ADELANTE
    case 'a':
      Serial.println("Motor 1.. adelante");
      M1_Adelante ();
      delay (1000);
      break;
    //ATRAS
    case 'b':
      Serial.println("Motor 1.. atras");
      M1_Atras ();
      delay (1000);
      break;

/* _____
*/

    //MOTOR 2
    //ADELANTE
    case 'c':
      Serial.println("Motor 2.. adelante");
      M2_Adelante ();
      delay (1000);
      break;
    //ATRAS
    case 'd':
      Serial.println("Motor 2.. atras");
      M2_Atras ();
      delay (1000);
      break;

/* _____
*/

    //MOTOR 3
    //ADELANTE

```

```

case 'e':
    Serial.println("Motor 3.. adelante");
    M3_Adelante ();
    delay (1000);
    break;
//ATRAS
case 'f':
    Serial.println("Motor 3.. atras");
    M3_Atras ();
    delay (1000);
    break;

/*
*/

//MOTOR 4
//ADELANTE
case 'g':
    Serial.println("Motor 4.. adelante");
    M4_Adelante ();
    delay (1000);
    break;
//ATRAS
case 'h':
    Serial.println("Motor 4.. atras");
    M4_Atras ();
    delay (1000);
    break;

/*
*/

//MOTOR 5
//ADELANTE
case 'i':
    Serial.println("Motor 5.. adelante");
    M5_Adelante ();
    delay (1000);
    break;
//ATRAS
case 'j':
    Serial.println("Motor 5.. atras");
    M5_Atras ();
    delay (1000);
    break;
//Mover todos los motores
case 'k':
    Serial.println("Todos los motores adelante y
atras");
    Adelante();
    delay(1000);

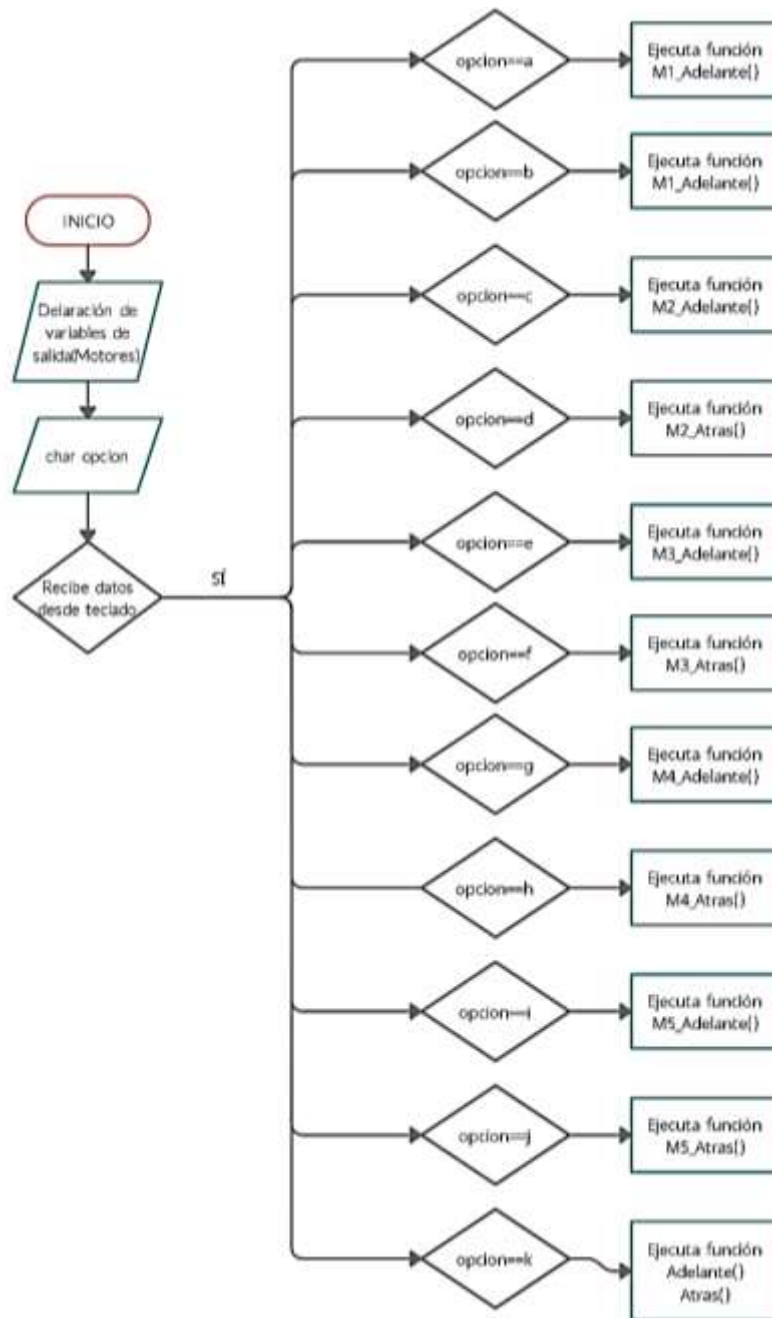
```

```

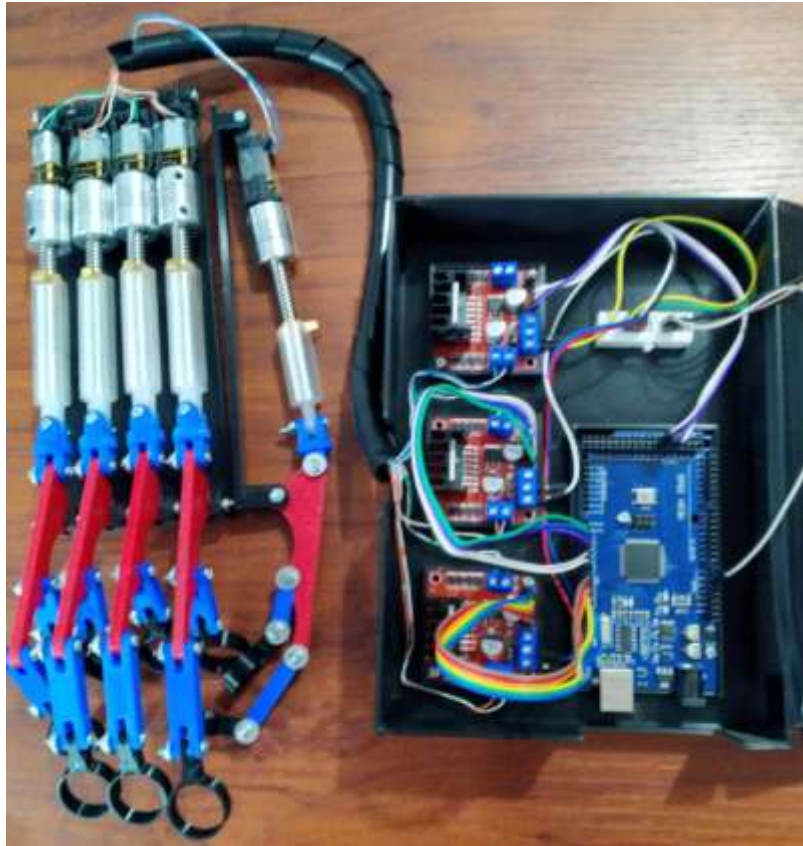
    Atras ();
    delay(1000);
    break;

default:
    Parar ();
    break;
}
}
}
}

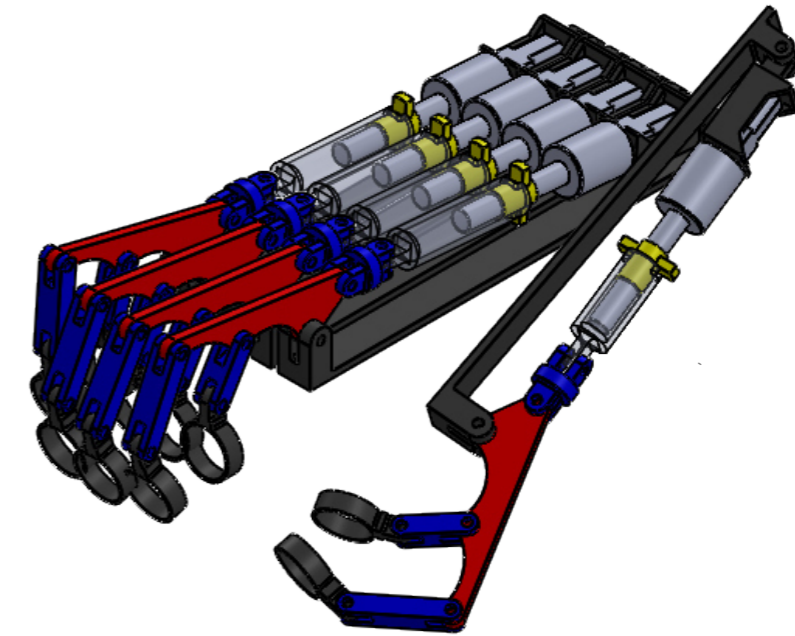
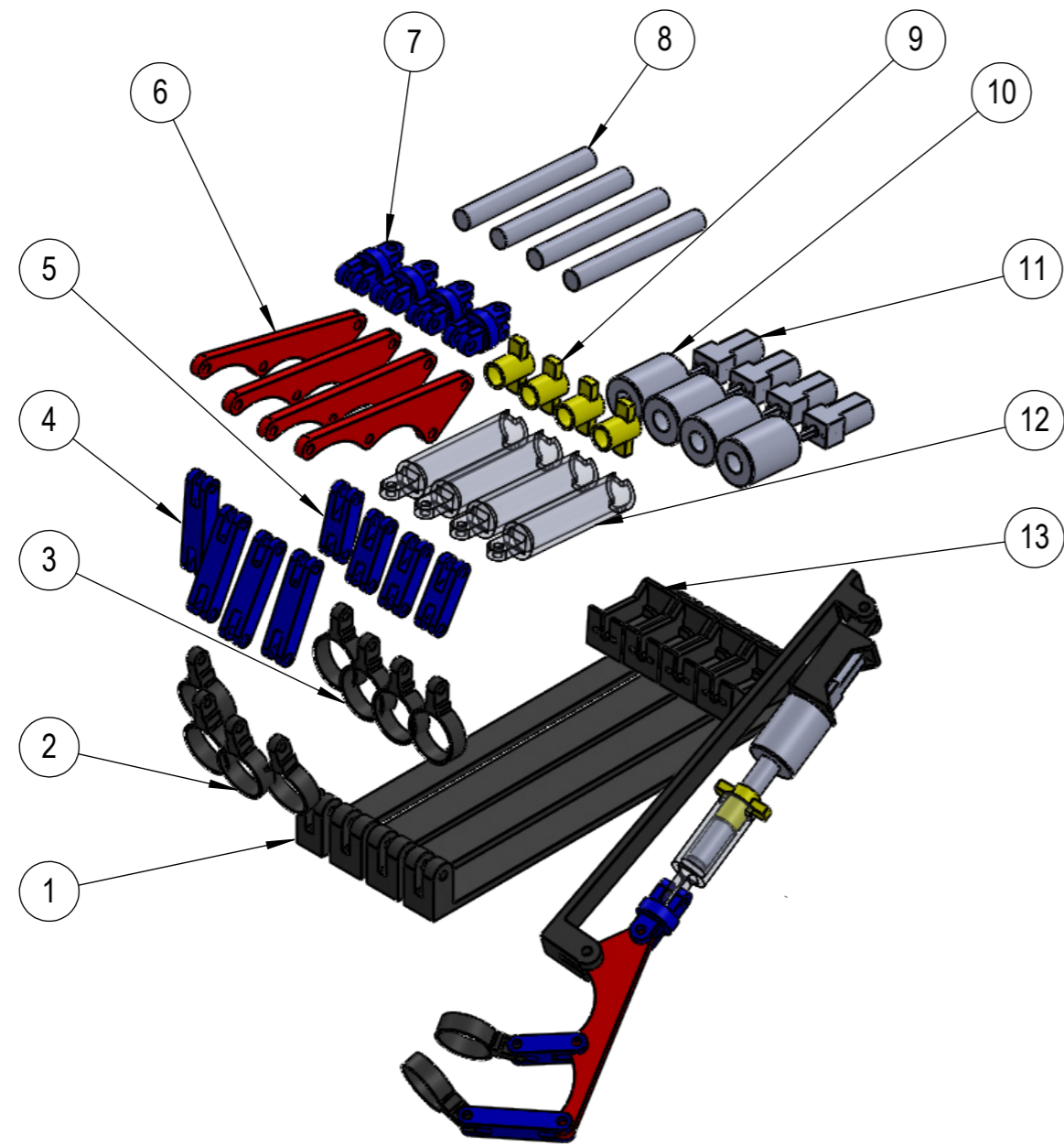
```



Anexo 5 Prototipo rehabilitador de los dedos de la mano



Anexo 6 Planos del prototipo rehabilitador de los dedos de la mano



13	BASE MOTOR 1-75		5
12	CILINDRO		4
11	MOTOR 1-75	ADQUIRIDO	5
10	ACOPLE FEXIBLE	ADQUIRIDO	5
9	CORONA	ADQUIRIDO	5
8	TORNILLO SINFIN	ADQUIRIDO	5
7	ESLABON CRUZADO		5
6	ESLABÓN 01		5
5	ESLABÓN 01 FP		5
4	ESLABÓN 01 FD		5
3	ESLABÓN 02 FP		5
2	ESLABÓN 02 FD		5
1	BASE MECANISMO		1
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD

				Tolerancia	(Peso)	Materiales:	
				±0.01	219.71 g	VARIOS	
					Fecha	Nombre	Denominación: REHABILITADOR DE DEDOS
				Dib.	19/11/21	Sailema E.	
				Rev.	19/11/21	Freire P.	
				Apro.	19/11/21	Freire P.	
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 1 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



1 2 3 4 5 6 7 8

A

A

B

B

C

C

D

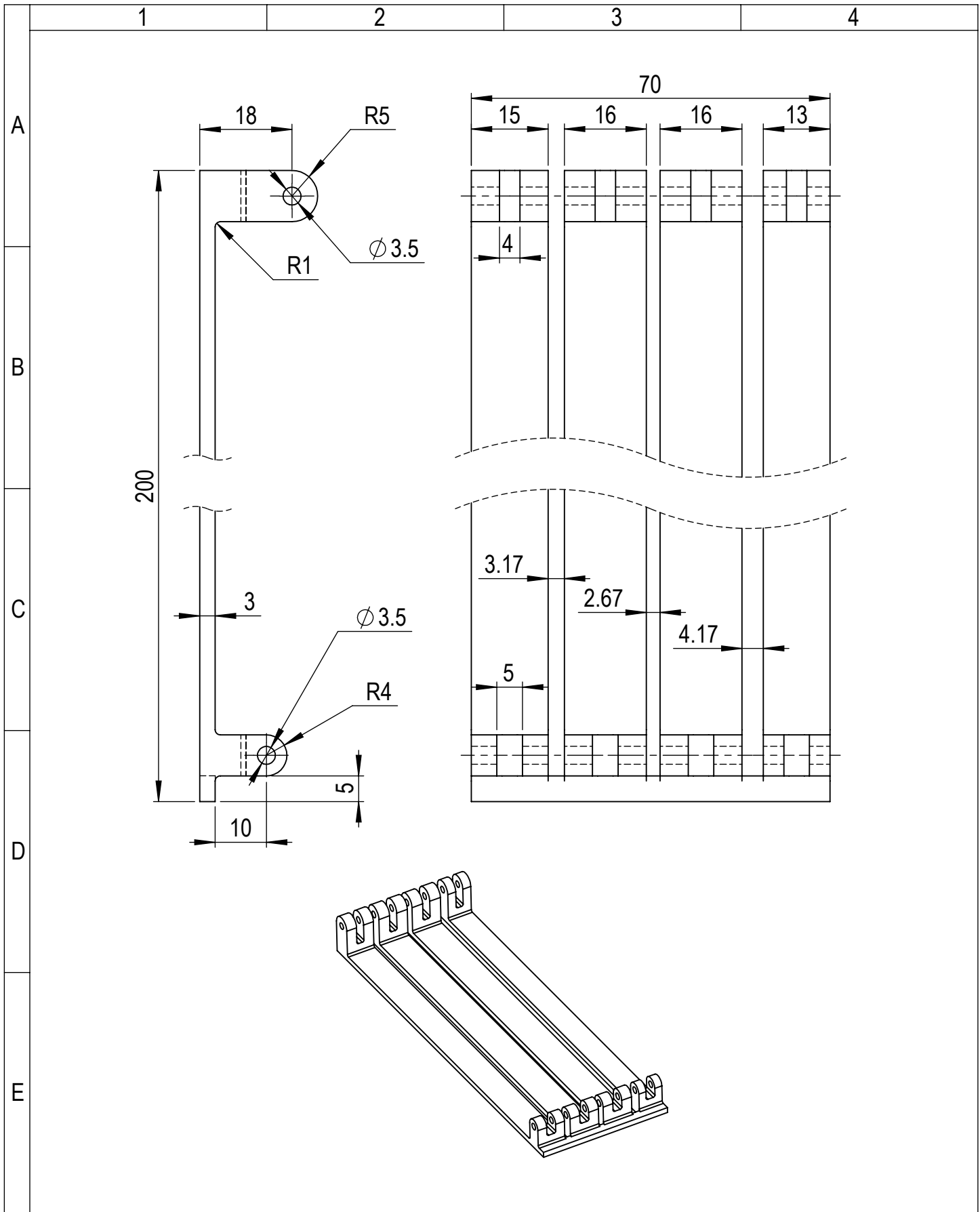
D

E

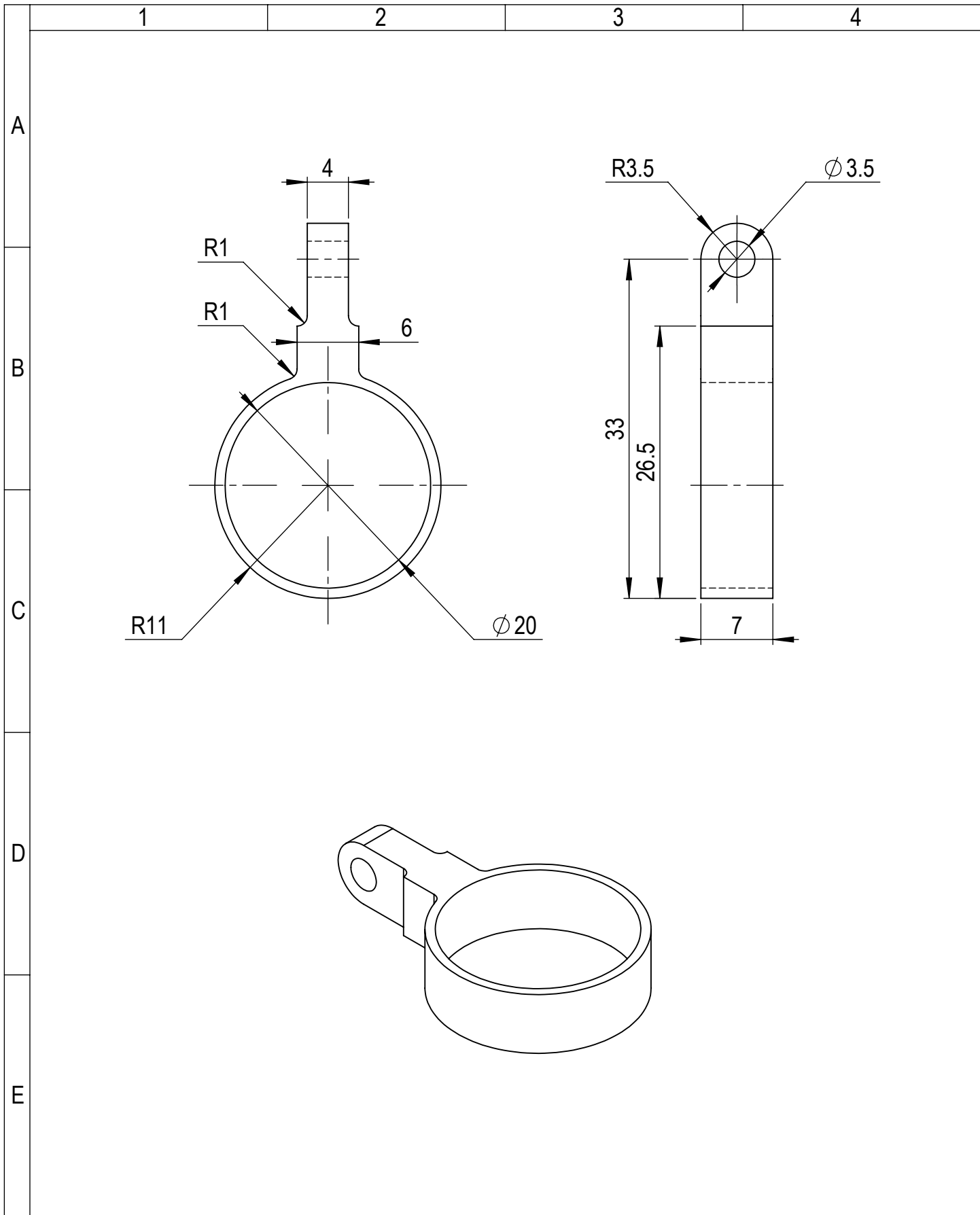
E

F

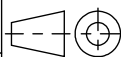
1 2 3 4

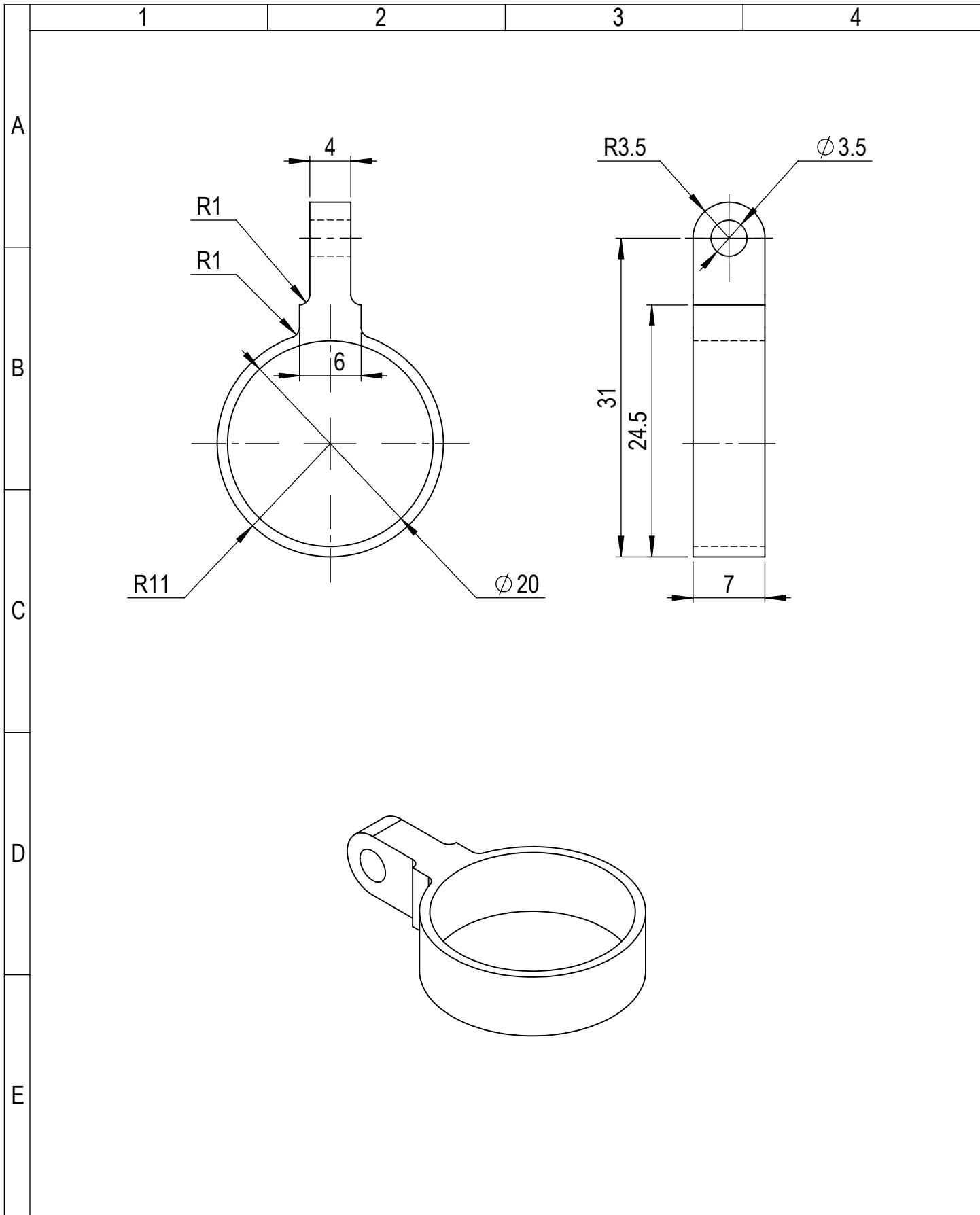


				Tolerancia ±0.01	(Peso) 49.54 g	Materiales: PETG	
						Denominación: BASE MECANISMO	Escala: 1:1
				Fecha	Nombre		
				Dib. 19/11/21	Sailema E.		
				Rev. 19/11/21	Freire P.		
				Apro. 19/11/21	Freire P.		
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 2 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



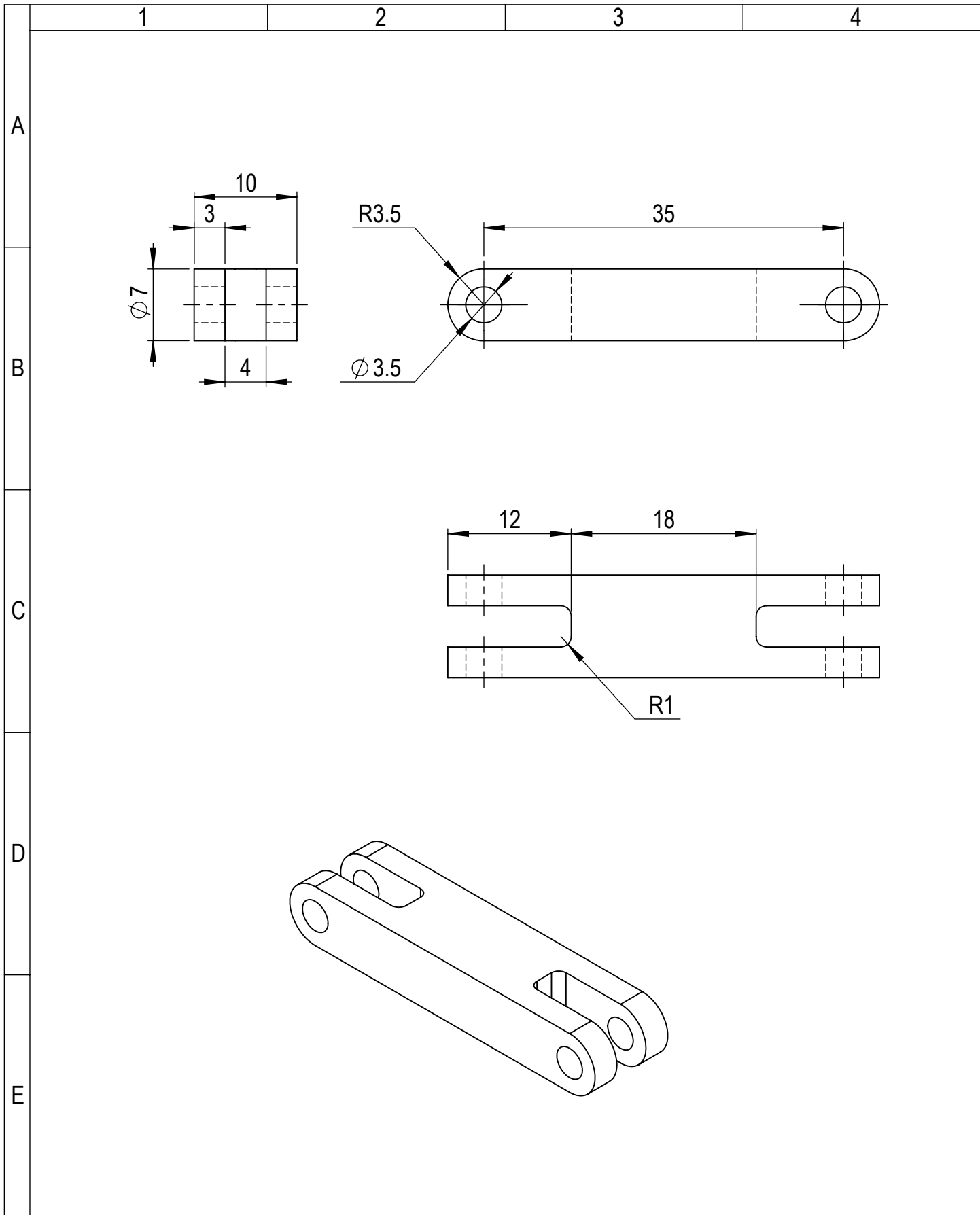
				Tolerancia	(Peso)	Materiales:			
				± 0.01	0.88 g	PETG			
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
			Dib.	19/11/21	Sailema E.			ESLABON 02 FD	2:1
			Rev.	19/11/21	Freire P.				
				Apro.	19/11/21	Freire P.			
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 3 de 10			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)			



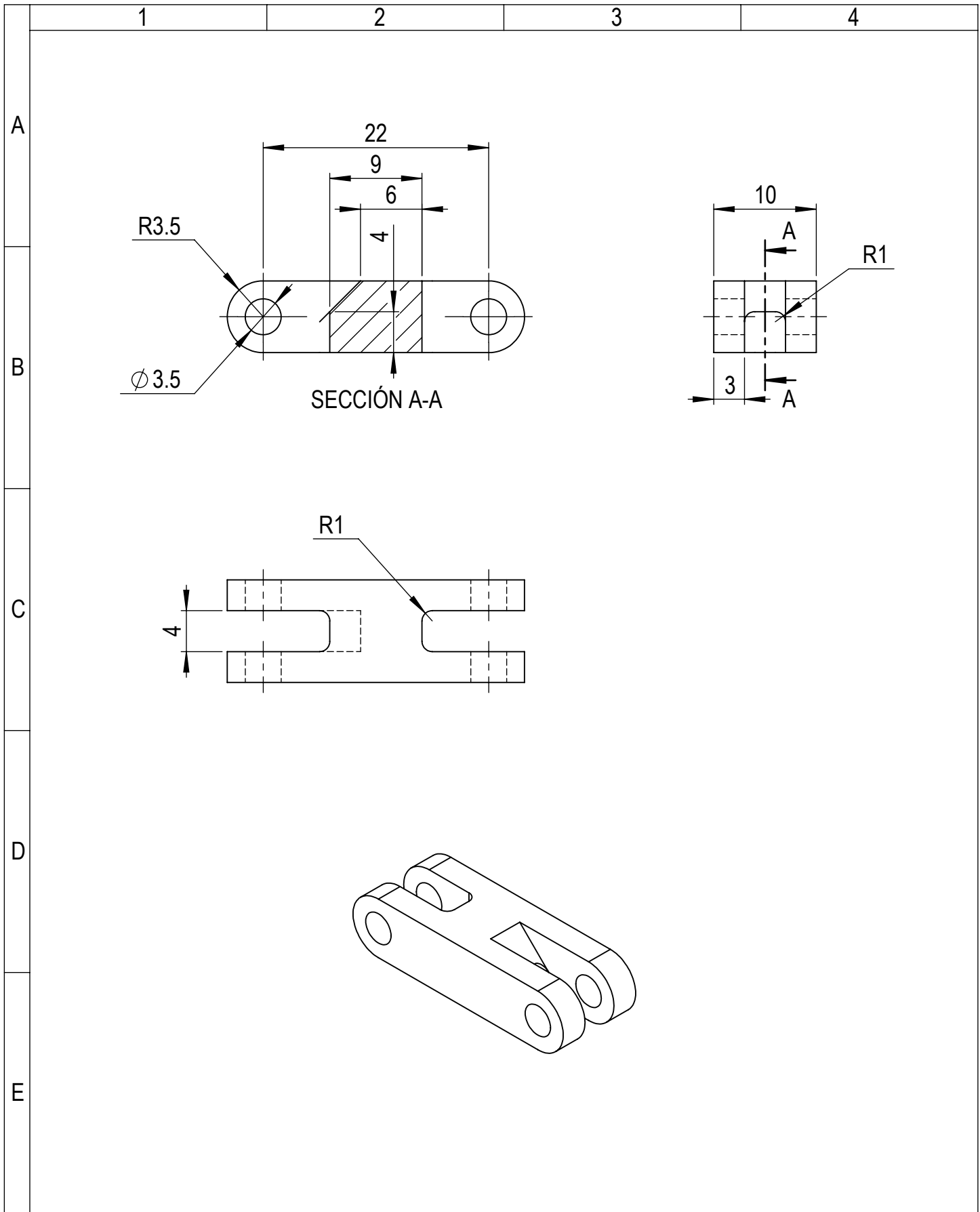


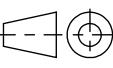
				Tolerancia	(Peso)	Materiales:			
				± 0.01	0.8 g	PETG			
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
			Dib.	19/11/21	Sailema E.			ESLABON 02 FP	2:1
			Rev.	19/11/21	Freire P.				
				Apro.	19/11/21	Freire P.			
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 4 de 10			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)			

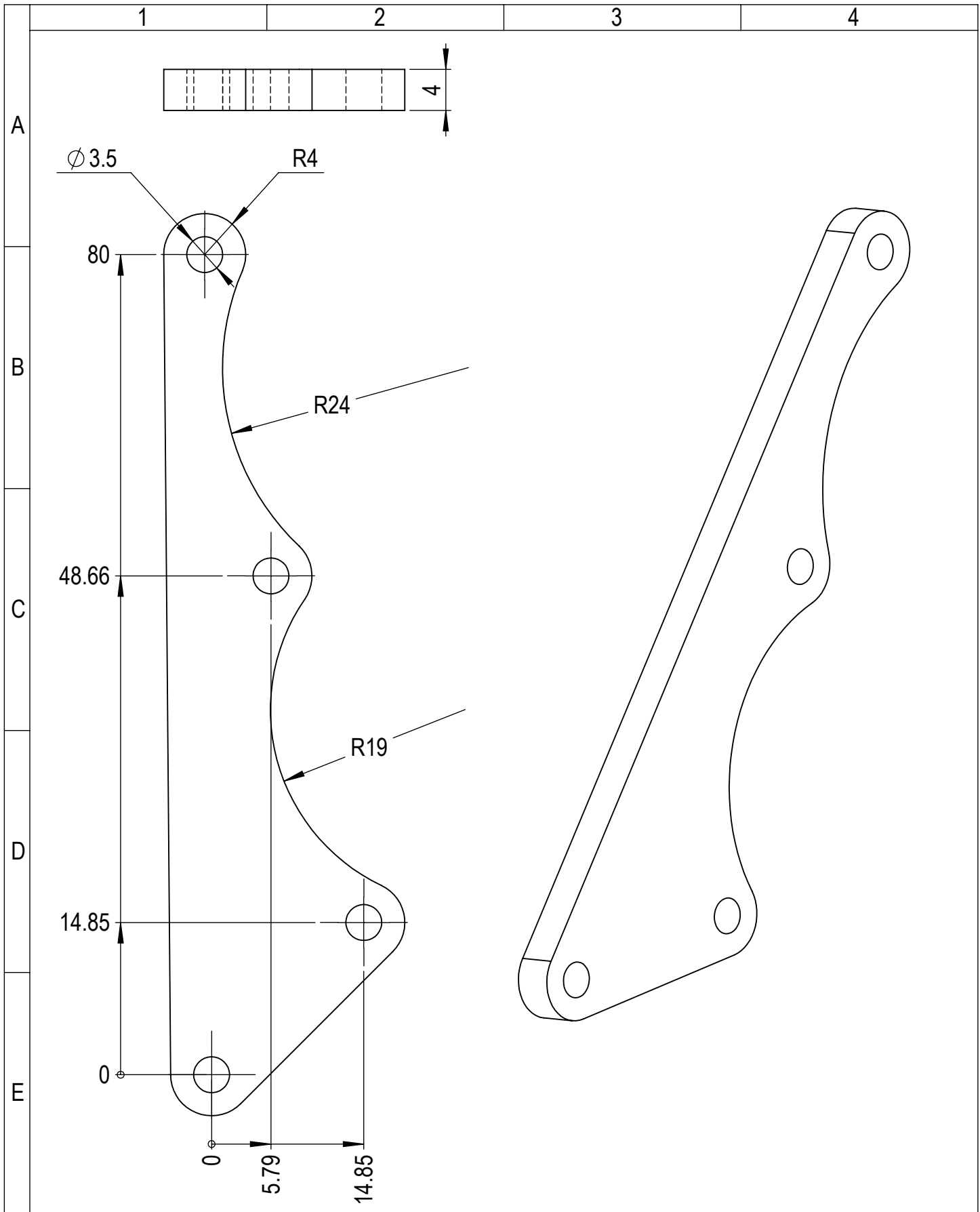




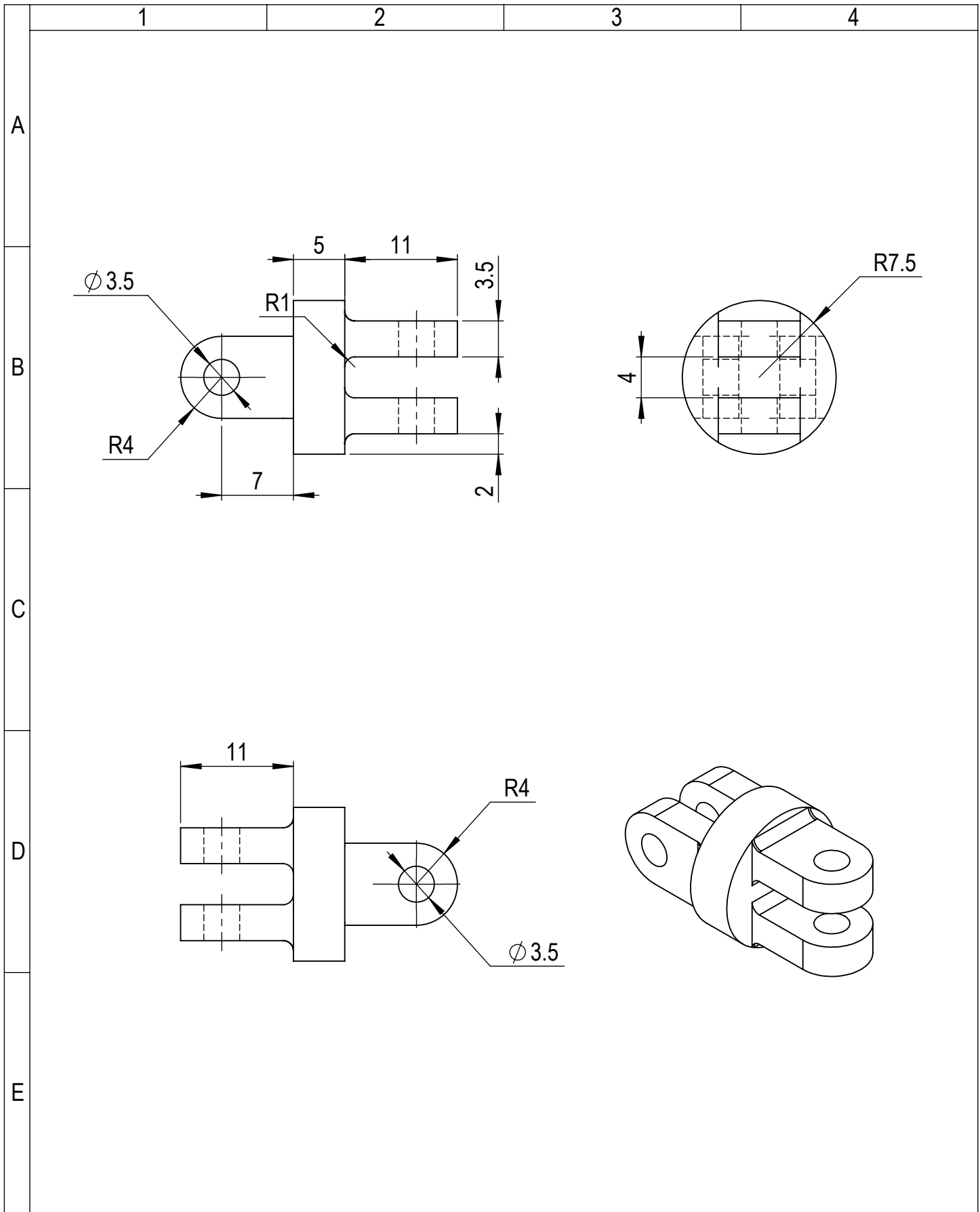
				Tolerancia	(Peso)	Materiales:			
				± 0.01	2.1 g	PETG			
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:		
			Dib.	19/11/21	Sailema E.			ESLABON 01 FD	2:1
			Rev.	19/11/21	Freire P.				
				Apro.	19/11/21	Freire P.			
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 5 de 10			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)			



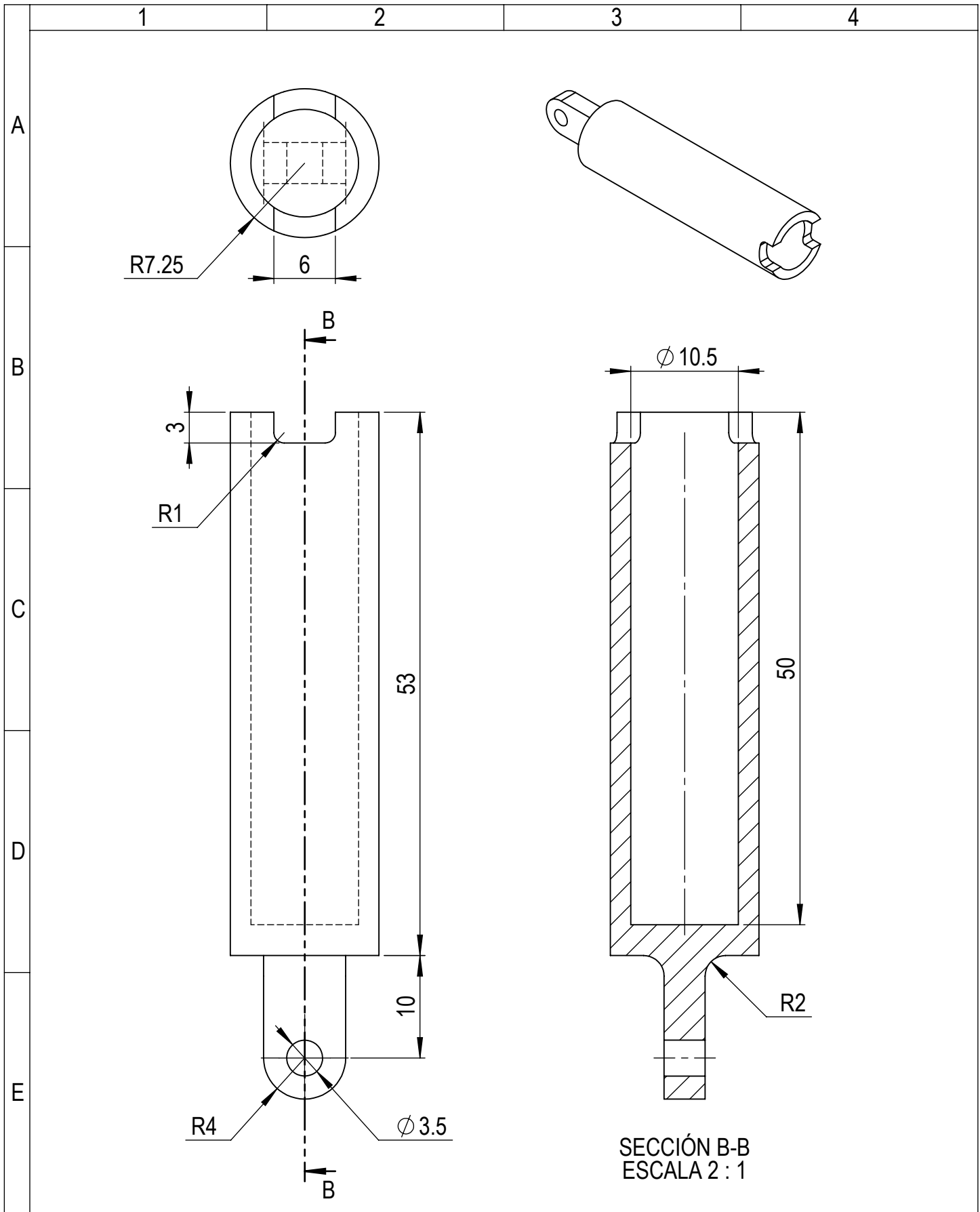
				Tolerancia ± 0.01	(Peso) 1.28 g	Materiales: PETG	
				Fecha	Nombre	Denominación: ESLABON 01 FP	Escala: 2:1
			Dib.	19/11/21	Sailema E.		
			Rev.	19/11/21	Freire P.		
				Apro.	19/11/21	Freire P.	
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 6 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



				Tolerancia ±0.01	(Peso) 3.89 g	Materiales: PETG	
						Denominación: ESLABON 01	Escala: 2:1
				Fecha	Nombre		
				Dib. 19/11/21	Sailema E.		
				Rev. 19/11/21	Freire P.		
				Apro. 19/11/21	Freire P.		
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 7 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	

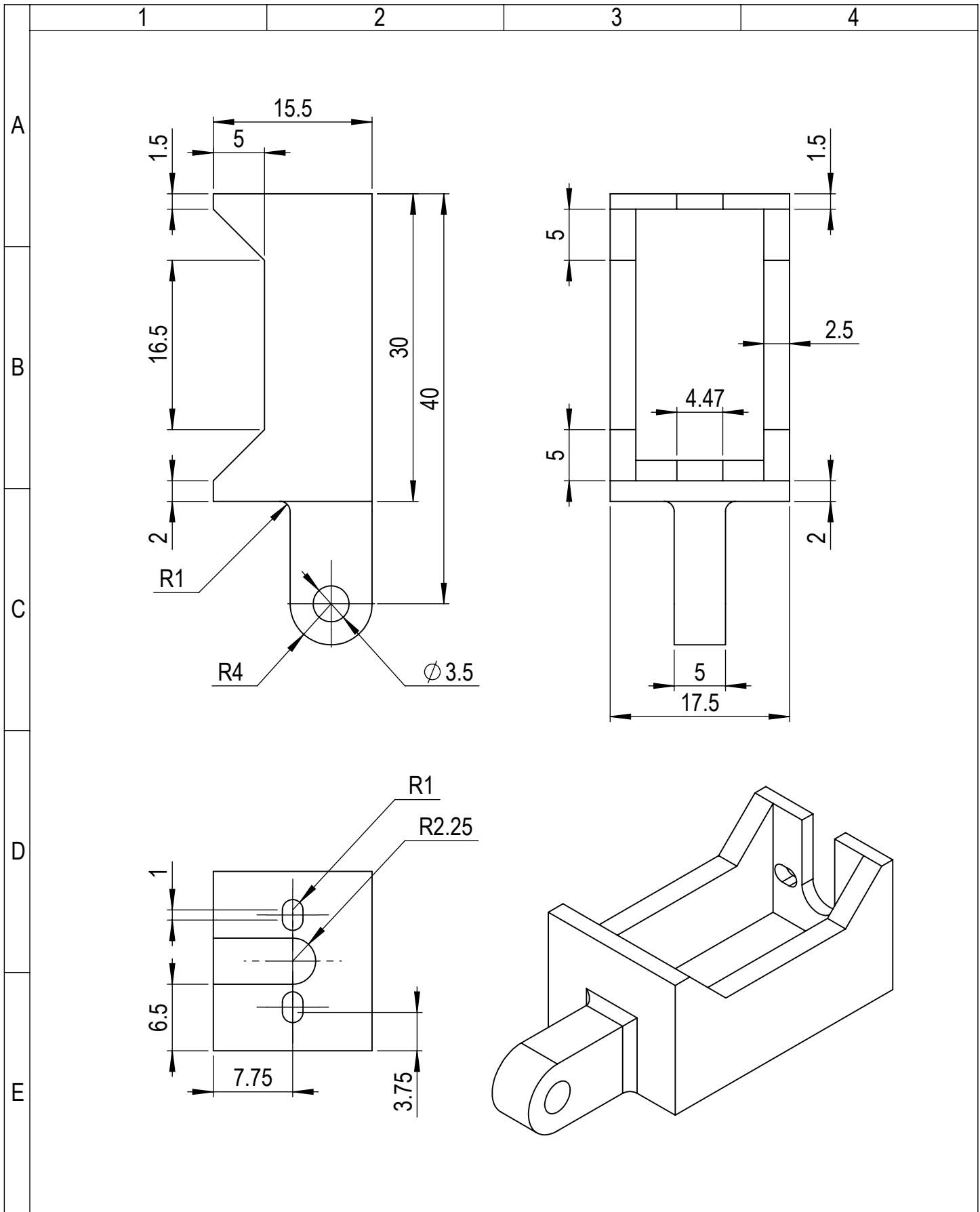


				Tolerancia	(Peso)	Materiales:	
				± 0.01	1.9 g	PETG	
				Fecha	Nombre	Denominación: ESLABON CRUZADO	Escala: 2:1
			Dib.	19/11/21	Sailema E.		
			Rev.	19/11/21	Freire P.		
				Apro.	19/11/21	Freire P.	
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 8 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



SECCIÓN B-B
ESCALA 2 : 1

				Tolerancia ± 0.01	(Peso) 4.74 g	Materiales: PETG	
						Denominación: CILINDRO	Escala: 2:1
				Fecha	Nombre		
				Dib. 19/11/21	Sailema E.		
				Rev. 19/11/21	Freire P.		
				Apro. 19/11/21	Freire P.		
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 9 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	



				Tolerancia ± 0.01	(Peso) 3.77 g	Materiales: PETG	
				Fecha	Nombre	Denominación: BASE MOTOR	Escala: 2:1
				Dib. 19/11/21	Sailema E.		
				Rev. 19/11/21	Freire P.		
				Apro. 19/11/21	Freire P.		
				Universidad Técnica de Cotopaxi		Número del dibujo: 10 de 10	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)	