FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y URBANISMO

ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA

TESIS

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ELECTROMECÁNICA PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN DE MANGO FUNCIONAL DE LA MANO

PARA OPTAR TITULO PROFESIONAL DE INGENIERO MECANICO ELECTRISISTA

Autor:

Bach. Mejía Monsalve Edgar Benigno

ORCID: https://orcid.org/0000-0001-9581-2797

Asesor:

Mg. Vives Garnique Juan Carlos

ORCID: https://orcid.org/0000-0003-0988-9881

Línea de Investigación:

Infraestructura, Tecnología y Medio Ambiente

Pimentel – Perú

2021

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ELECTROMECÁNICA PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN DE MANGO FUNCIONAL DE LA MANO

Aprobación del Jurado

Mg. Ing. Alvarado Silva Carlos Alexis
Presidente del Jurado de Tesis

Mg. Ing. Rojas Coronel Ángel Marcelo
Secretario del Jurado de Tesis

Mg. Ing. Vives Garnique Juan Carlos
Vocal del Jurado de Tesis

DEDICATORIA

La presente tesis está dedicado a mis padres el Sr. Edgar Antonio Mejía Delgado y la sr. Felipa Monsalve Vera y a mis familiares, quienes han sido los que me han inculcado valores y a la vez me han brindado su apoyo incondicional a lo largo de mi formación como profesional.

Dedicado a todas las personas que me apoyaron, familiares, amigos y compañeros, quienes fueron los que me ayudaron a fortalecer mis conocimientos, crecimiento personal y profesional.

Atte. Edgar Benigno Mejia Monsalve

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, agradecer a Dios por la vida, la salud y en segundo a mis padres y familiares por brindarme su apoyo incondicional en trayecto de mi formación personal y profesional.

Agradecer a mi casa de estudios la Universidad Señor de Sipán y a la facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica, por brindarme unos excelentes docentes.

Agradecido con toda la plana docente quienes con sus valiosos conocimientos y enseñanzas hicieron que pueda crecer día a día como profesional.

Especialmente agradecido con mi asesor el Mg. Ing. Juan Carlos Vives Garnique, por su profesionalismo, excelente labor, brindarme su apoyo, orientación, y sobre todo por su tiempo y paciencia a lo largo del desarrollo de mi tesis.

Atte. Edgar Benigno Mejia Monsalve

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ELECTROMECÁNICA PARA PERSONAS CON AMPUTACIÓN DE MANGO FUNCIONAL DE LA MANO

DESIGN OF AN ELECTROMECHANICAL PROSTHESIS FOR PEOPLE WITH FUNCTIONAL HANDLE AMPUTATION

Edgar Benigno Mejia Monsalve

RESUMEN

Esta investigación se realizó con la finalidad de diseñar un prototipo de una prótesis electromecánica de mano que sea de bajo costo y puede estar al alcance del usuario, gracias a ello se podrá devolver a las personas las principales funciones perdidas que hayan sufrido por la amputación de mano.

Lo primero que se realizo fue identificar las necesidades del usuario para así poder realizar el diseño de la prótesis, las necesidades encontradas fueron que se necesita realizar, flexión y extensión de los dedos, Agarre cilíndrico, Prensión en pinza y también la Fuerza de sujeción adecuada; que tenga un sistema de control, que sea estética, Liviana, Resistente, Funcional para trabajo de oficina y actividades cotidianas en casa, y que tenga dimensiones adecuadas, y por último que sea de Bajo costo.

A continuación, se logró realizar una matriz morfológica con todas las funciones para así poder seleccionar un diseño óptimo para la prótesis electromecánica de mano. El diseño de este dispositivo está dividido en dos partes, la mecánica y la electrónica, respecto a la parte mecánica el diseño de la prótesis de mano se realizó utilizando el software SolidWorks, por otro lado, la parte electrónica se desarrolló utilizando el software Arduino, baterías sensores, actuadores, etc., Gracias a estos dispositivos se podrán realizar los diferentes movimientos de la prótesis como son flexión, Extensión de los dedos, agarre en pinza y cilíndrico.

Finalmente se realizó la elaboración del presupuesto del diseño de la prótesis electromecánica, y se llegó a la conclusión que el proyecto es factible.

Palabras clave: Prótesis, falanges, sensores, servomotores, mecanismos, Arduino.

Adscrito a la Escuela Profesional de Ingeniería Mecánica Eléctrica, Pregrado, Universidad Señor de Sipán, Pimentel, Perú, email: ***mmonsalveedgarb@crece.uss.edu.pe*** *y registro ORCID* ***https://orcid.org/0000-0001-9581-279.***

ABSTRACT

This research was carried out with the purpose of designing a prototype of an electromechanical prosthesis that is low cost and can be within the reach of the user, thanks to this it will be possible to return to people the main lost functions that they have suffered due to hand amputation.

The first thing that was done was to identify the needs of the user in order to carry out the design of the prosthesis, the needs found were that it is necessary to perform, flexion and extension of the fingers, cylindrical grip, clamp grip and also the appropriate clamping force; that it has a control system, that it is aesthetic, light, resistant, functional for office work and daily activities at home, and that it has adequate dimensions, and lastly, that it is low cost.

Next, a full-featured morphological matrix was achieved in order to select an optimal design for the electromechanical hand prosthesis. The design of this device is divided into two parts, the mechanics and the electronics. Regarding the mechanical part, the design of the hand prosthesis was carried out using the SolidWorks software, on the other hand, the electronic part was developed using the Arduino software. sensor batteries, actuators, etc. Thanks to these devices it will be possible to perform the different movements of the prosthesis such as flexion, extension of the fingers, pincer and cylindrical grip.

Finally, the elaboration of the budget for the design of the electromechanical prosthesis was carried out, and it was concluded that the project is feasible.

Keywords: Prosthetics, phalanges, sensors, servomotors, mechanisms, Arduino.

INDICE GENERAL

DEDICATORIA iii
AGRADECIMIENTO iv
RESUMEN v
INDICE DE FIGURAS x
INDICE DE TABLAS xii
I. Introducción 14
1.1. Realidad problemática. 14
1.2. Antecedentes de estudio. 15
1.2.1. A Nivel Internacional 16
1.2.2. A Nivel Nacional 18
1.2.3. A Nivel Local 20
1.3. Teorías relacionadas al tema 21
1.3.1. Tipos de prótesis 21
1.3.2. Fisiología de la mano 27
1.3.3. Movimientos de la mano 31
1.3.4. Movimiento de los dedos 34
1.3.5. Prensión de la mano 35
1.3.6. Elementos de diseño 36
1.4. Formulación del problema. 42
1.4.1. Problema 42
1.5. Justificación e importancia del estudio 43
1.6. Hipótesis 43
1.7. Objetivos 43
1.7.1. Objetivo general 43
1.7.2. Objetivos específicos 43
II. MATERIAL Y MÉTODO 45
2.1. Tipo Y Diseño De Investigación. 45
2.1.1. Tipo De Investigación 45
2.1.2. Diseño De Investigación 45

2.2. Población Y Muestra 47
2.3. Variables Y Operacionalización 50
2.3.1. Variable Independiente 50
2.3.2. Variable Dependiente 51
2.4. Técnicas E Instrumentos De Recolección De Datos, Validez Y Confiabilidad. 51
2.4.1 Técnicas de recolección de datos. 51
2.5. Procedimientos de análisis de datos 52
2.6. Criterios Éticos 52
2.6.1. Criterio de la publicación. 52
2.6.2. Ética de la aplicación 52
2.6.3. Código ético de la profesión 52
2.6.4. Criterios de rigor científico 53
III. RESULTADOS 55
3.1. Determinaremos las especificaciones que deberá tener la prótesis para poder lograr la satisfacción de las necesidades del usuario. 55
3.1.1. Identificación de las necesidades del usuario. 55
3.1.2. Identificación de las características técnicas. 55
3.1.3. Matriz QFD. 56
3.1.4. Resultados del análisis QDF 58
3.1.5. Planteamiento del diseño de la prótesis 58
3.2. Requerimientos y parámetros de diseño 60
3.2.1. Requerimientos para poder usar una prótesis 60
3.2.2. Especificaciones de diseño 60
3.2.3. Selección de la tecnología optima y descripción del proyecto 61
3.2.4. Concepto solución 63
3.3. Diseño del mecanismo que permitirá la realización de los movimientos básicos como son, flexión, Extensión de los dedos, agarre en pinza y agarre. 68
3.3.1. Diseño geométrico del dedo índice. 68
3.3.2. Diseño geométrico del dedo pulgar 74
3.3.3. Dimensiones de la prótesis electromecánica 78

3.4. Diseño del sistema electrónico que nos permita accionar y controlar los movimientos de la mano electromecánica. 91

3.4.1. Diagrama de funcionamiento del sistema electromecánico 91

3.4.2. Código de programación 92

3.4.3. Compilación de la programación 96

3.4.4. Diagrama de flujo de la programación 98

3.4.5. Simulación de la programación 99

3.4.6. Elementos que conforman el sistema electromecánico 101

3.4.7. Sistema mecánico 103

3.4.8. Cálculo de articulaciones como pasadores 103

3.4.9. Cálculo del actuador 105

3.5. Elaboración del presupuesto del diseño de la prótesis electromecánica. 105

IV. CONCLUCIONES Y RECOMENDACIONES 108

4.1. CONCLUSIONES 108

4.2. RECOMENDACIONES 109

V. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS 110

VI. ANEXOS 113

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Prótesis Mecánica. 21
Figura 2: Prótesis Eléctrica. 22
Figura 3: Prótesis mioeléctrica. 22
Figura 4: Prótesis estética parcial de mano. 23
Figura 5: Tope de oposición estático. 23
Figura 6: M-Thumb. 24
Figura 7: M-Thumb agarrando un objeto. 24
Figura 8: M-Fingers. 25
Figura 9: Dedo I-Digits Quantum 25
Figura 10: I-LIMB DIGITS. 26
Figura 11: Vincent Partial. 27
Figura 12: Estructura Ósea de la mano. 28
Figura 13: Músculos de la mano. 29
Figura 14: Flexión de la mano. 32
Figura 15: Extensión de la mano. 32
Figura 16: Abducción radial y cubital de la mano. 33
Figura 17: Movimiento de supinación y pronación. 34
Figura 18: Flexión y Extensión de los dedos con tres falanges. 34
Figura 19: Movimiento de oposición – reposición. 35
Figura 20: Estructura interna de un servomotor DC. 36
Figura 21: Pulsos PWM para control de un servomotor. 37
Figura 22: Servomotor DC. 37
Figura 23: Sensor FSR. 38
Figura 24: Tabla de fuerza Vs Resistencia del sensor FSR. 38
Figura 25: Batería Ion-Litio. 39
Figura 26: Arduino DUE. 40
Figura 27: Impresora 3D. 40
Figura 28: Escáner 3D. 41
Figura 29: SolidWorks. 42
Figura 30: Diagrama de flujo de metodología del diseño de la prótesis electromecánica de mano. 46
Figura 31: Prevalencia de la población con discapacidad según sexo y edad. 47
Figura 32: Diagrama de flujo para la protetización. 48
Figura 33: Diagrama de flujo de la descripción del proceso para la protetización. 49
Figura 34: Prototipo de solución 01 63
Figura 35: Prototipo de solución 02 64
Figura 36: prototipo de solución 03. 64
Figura 37: Grafico de dispersión técnico – económica. 67
Figura 38: Esquema de los ángulos de un dedo en movimiento. 68
Figura 39: Instantes de movimiento de un dedo. 69
Figura 40: "Mecanismos de 01° de libertad que imitan los movimientos de un dedo". 69
Figura 41: Equivalencia vectorial para analizar los movimientos de las falanges proximal y media. 70
Figura 42: "Representación gráfica de mecanismo para las falanges proximal y media". 72
Figura 43: Análisis vectorial de los movimientos de la falange media y distal. 72
Figura 44: Medidas finales del dedo índice. 76

Figura 45: Medidas finales del dedo pulgar. 77
Figura 46: prototipo de prótesis electromecánica de mano. 78
Figura 47: Férula para la unión del prototipo al muñón. 79
Figura 48: Análisis estático de tensiones del dedo pulgar. 83
Figura 49: Análisis estático de desplazamientos del dedo pulgar. 83
Figura 50: Análisis estático del factor de seguridad del dedo pulgar. 84
Figura 51: Análisis estático de tensiones del dedo índice. 84
Figura 52: Análisis estático de desplazamientos del dedo índice. 85
Figura 53: Análisis estático del factor de seguridad del dedo índice. 85
Figura 54: Análisis estático de tensiones del dedo medio. 86
Figura 55: Análisis estático de desplazamientos del dedo medio. 86
Figura 56: Simulación del número de seguridad del dedo medio. 87
Figura 57: Análisis estático de tensiones del dedo anular. 87
Figura 58: Análisis estático de desplazamientos del dedo anular. 88
Figura 59: Simulación del número de seguridad del dedo anular. 88
Figura 60: Análisis estático de tensiones del dedo meñique. 89
Figura 61: Simulación del número de seguridad del dedo meñique 89
Figura 62: Simulación del número de seguridad del dedo meñique. 90
Figura 63: Esquema del circuito Electrónico realizado en Tinkercad 91
Figura 64: Plano de circuito electrónico. 91
Figura 65: Diagrama de flujo de programación. 98
Figura 66: Simulación de la programación. 99
Figura 67: Simulación de flexión de los dedos. 99
Figura 68: Simulación de flexión de los dedos. 100
Figura 69: simulación de agarre en pinza. 100
Figura 70: Simulación de agarre cilíndrico. 101

INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Medidas experimentales de la mano. 30
Tabla 2: Medidas experimentales de los dedos. 31
Tabla 3: Personas con algún tipo de discapacidad por sexo y grupos de edad. 47
Tabla 4: Operacionalización de Variable Dependiente. 50
Tabla 5: Operacionalización De Variable Independiente 51
Tabla 6: Necesidades del usuario 55
Tabla 7: Características técnicas. 56
Tabla 8: Matriz QDF 57
Tabla 9: Indice de importancia de las características técnicas. 58
Tabla 10: Módulos, subsistemas y función del prototipo. 59
Tabla 11: Matriz morfológica. 62
Tabla 12: Concepto solución. 63
Tabla 13: Evaluación del concepto solución. 65
Tabla 14: Evaluación del valor técnico. 66
Tabla 15: Evaluación del valor económico. 67
Tabla 16: Lista de valores de Φ al variar θ. 71
Tabla 17: Lista de valores de W al alterar ε. 74
Tabla 18: Lista de valores de Φp al alterar αp. 75
Tabla 19: Lista de valores de Φp al variar αp. (Segunda opción) 75
Tabla 20: Dimensiones de la mano de la prótesis. 78
Tabla 21: Dimensiones de las falanges de dedo pulgar. 80
Tabla 22: Dimensiones las falanges del dedo índice. 80
Tabla 23: Dimensiones las falanges del dedo medio. 80
Tabla 24: Dimensiones las falanges del dedo anular. 80
Tabla 25: Dimensiones de las falanges del dedo meñique. 81
Tabla 26: Peso promedio de los objetos en un día de oficina. 82
Tabla 27: Metrado y presupuesto de materiales. 106
Tabla 28: Metrado y presupuesto de fabricación. 106

CAPITULO I

INTRODUCCIÓN

I. Introducción

1.1. Realidad problemática.

Según los artículos publicados sobre la discapacidad a nivel internacional; el 15% de los habitantes está viviendo con algún problema de discapacidad. En Sudamérica los registros más elevados son: Brasil con un 23,9 %, Chile con un 19,9 % y Ecuador con un 12,1 %; y los más bajos son: Colombia con un 6.3 %, Cuba con un 3.3 %, Honduras con un 2,3 % y finalmente esta Paraguay con un 0,99 % (Seijas & Agudelo, 2011).

El termino genérico sobre la discapacidad se refiere a todas las restricciones para realizar actividades, las insuficiencias de participación, y abarca apariencias negativas de la interrelación entre una persona que esta con esta condición de salud y otra persona normal. La discapacidad con más alto índice es la amputación, la cual está definida como la pérdida total o parcial de una extremidad (Montes & Lozano, 2011).

La pérdida funcional de una extremidad, puede causar efectos negativos en la calidad de vida de una persona. Podemos ver que estar en una situación de discapacidad es un transcurso traumático y que la rehabilitación resulta muy extensa, ya que va haber cambios en el estilo de vida de esa persona. Es decir, esa persona no podrá realizar sus actividades normalmente, y también disminuirá su autonomía (Génova, 2013).

Entre todos los tipos de discapacidades que existen, la amputación de miembros superiores e inferiores han traído consigo muchas soluciones como son las tecnologías de apoyo y amplias investigaciones de como sustituir una mano humana, ya sea estética o funcionalmente. Gracias al apoyo de las tecnologías, la persona que tiene alguna discapacidad puede recuperar un poco sus destrezas y, por lo tanto, puede vivir de manera independiente y contribuir con la sociedad (Cuevas & Arenas, 2014, págs. 15,16).

En nuestro país, en tiempo de festividades, los pirotécnicos se usan por personas adultas y niños, desconociendo que gran parte son elaborados, almacenados y vendidos clandestinamente. En el año 2016 se confiscaron 83 330 kg y se desechó 20 toneladas de estos. Su utilización es muy peligrosa y se sufre accidentes de manera constante en estos tiempos, lo que conlleva a poseer consecuencias definitivas como es la amputación de la mano (Bustamante, 2015, pág. 8).

Por otra parte, una situación parecida ocurre en los accidentes de trabajo ya sea por manejo de artefactos y equipos los cuales causan lesiones en la manos y los dedos, estas

fracturas son más frecuente con un 23.5%. La industria manufacturera reúne la mayor ocurrencia de casos informados con un 23.4%. Son perjudicados los trabajadores como; operarios, obreros, o trabajadores informales; éstos son los que suelen recibir de un salario mínimo y no tienen un trabajo estable (Bustamante, 2015, pág. 9).

Sufrir de una amputación de mano es una circunstancia muy dificultosa, ya que esta parte de nuestro cuerpo es fundamental para desempeñar nuestras actividades a diario. Después, cuando la persona por fin logra recuperarse física y psicológicamente, una de las opciones es usar una prótesis y así poder recuperar su autonomía y continuar desenvolviéndose laboralmente, e incorporarse con la sociedad (Bustamante, 2015, pág. 9).

Hoy por hoy en el Perú, la producción de prótesis de mano funcional está muy limitada, sin embrago, para amputaciones de antebrazos y desarticulados de muñeca hay más opciones, cuyos precios están aproximadamente S/ 5,000. Con relación a las prótesis cosméticas, las cuales solo se encargan de restaurar las apariencias estéticas de las personas, están hechas de un material simple como es el PVC, el cual su costo es aproximadamente S/ 1,000, y en un material de silicona alrededor de $ 1,200 (Bustamante, 2015, pág. 9).

Los tipos de lesiones o fracturas en personas que tienen amputación parcial de mano, es muy específico ya que todos los casos son diferentes. Por lo tanto, la elaboración de la prótesis tiene que ser de manera personalizada ya que esta tiene que adecuarse correctamente a la lesión o fractura de cada paciente. Dependiendo que tan grave sea el accidente se puede mantener varios de los movimientos de la mano. La prótesis no tiene por qué invalidar dichas funciones; más bien, tiene que perfeccionarlas para así poder recuperar la mayor funcionalidad posible (Bustamante, 2015, pág. 10).

1.2. Antecedentes de estudio.

En la actualidad hay muchas empresas a nivel mundial que se están encargando de desarrollar este tipo de tecnologías, en Perú también hay empresas que se están empezando a sobresalir al realizar prótesis mecánicas de mano, estas son elaboradas por medio de la impresión 3D, generando una buena ergonomía en los pacientes, por ejemplo, tenemos a las empresas “Pixed Perú” y “Open Bionics”.

Pixed Perú

Empresa peruana que se dedica a la investigación, construcción y al desarrollo de tecnologías inclusivas, para luego gracias a estas tecnologías poder crear nuevas herramientas, su principal rama de construcción son los dispositivos biomecánicos es decir las prótesis, con la finalidad de poder brindar mejores oportunidades de vida a las personas discapacitadas, todo esto basándose en la tecnología de impresión 3D, actualmente cuenta con 24 sueños cumplidos, 86 de sus proyectos están en proceso.

Open Bionics

Empresa bonica se encuentra en Bristol – Inglaterra. Esta cuenta con un equipo muy talentoso los cuales trabajan en colaboración con varios usuarios para así por elaborar los diferentes dispositivos y que se adapten de la mejor manera a las necesidades. Una de sus mejores prótesis es la denominada Hero Arm , es una prótesis de agarres múltiples, Tiene como objetivo que todas sus prótesis sean mas accesibles para los usuarios.

1.2.1. A Nivel Internacional

(Loaiza, 2012) Mediante su proyecto de investigación “Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad”; nos muestra como realiza el proceso del modelado y diseño de una prótesis de mano que tienes 05 grados de libertad. También nos presenta un estudio de los indicios del diseño desde una perspectiva multidisciplinar el cual es necesario para una buena realización de la prótesis de mano. Primero muestra los aspectos primordiales desde un punto de vista fisiológico y biomecánico de una mano. Después efectúa el despliegue de la Función de Calidad ya que así se puede establecer un procedimiento de determinaciones de diseño calificado para un mecanismo de esta clase. Consecutivamente elabora los modelos matemáticos y geométricos primarios los cuales se requieren para un buen desarrollo del diseño. Finalmente, hace una discusión sobre diversos aspectos como son, manufactura, ensamblaje, seguridad, costos y confiabilidad que se tendrán que tomar en consideración para elaborar un diseño razonable de la prótesis.

(Suárez, 2017) Mediante su proyecto de investigación “Fabricación de prótesis de bajo costo para amputados de mano mediante impresión 3D”, nos indica que su trabajo tiene como objetivo general, analizar la factibilidad de fabricación de dicha prótesis, mediante la técnica de manufactura por deposición en fundido (FDM). Para ello realizó, primeramente, un estudio de mercado para así poder determinar a qué tipo de población en Venezuela podría ir enfocada esta investigación. Además, se estudió el efecto de los parámetros de proceso tales como densidad y patrón de llenado, altura de la capa y orientación en el plano XY; así como de los materiales poliméricos (PLA y ABS) empleados en la fabricación de prótesis de mano mediante la técnica de FDM. Al mismo tiempo, se levantó la estructura de costos para el modelo de prótesis de mano seleccionado *Cyborg Beast*. Finalmente, se desarrolló un estudio de factibilidad económico-financiera para la fabricación de este modelo en Venezuela. En base a un arreglo ortogonal L9 de Taguchi, se obtuvo que la condición óptima de los parámetros de impresión (menor peso y menor tiempo de impresión) resultó con una altura de capa de 0,3 mm, una orientación lateral, una densidad de llenado de 25% y un patrón de llenado en forma de hexágono, empleando ABS como material de fabricación.

(Barreto, 2016) Mediante su proyecto de investigación “Diseño de prototipo de prótesis mecánica de mano” nos describe que su proyecto radicó en el planteamiento, configuración, diseño conceptual y de detalle para desarrollar un prototipo de prótesis mecánica de mano, la cual cumplirá con un requerimiento esencial , es decir que dicha prótesis pueda soportar una carga de 20kg , así como también se encargue de realizar diversos tipos de movimientos y agarres como prensión de punta fina , prensión en punta con los dedos, prensión en gancho. El diseño se realizó mediante los programas CAD Solid Edge y Siemens NX. Para su manufactura por motivo de resistencia la prótesis se realizó utilizando como material el aluminio de la serie 3000.

(López, 2018) Mediante su trabajo de investigación “Diseño de una prótesis de mano servo-actuada y fabricación de prototipo con técnicas de impresión 3D”. Nos muestra cómo se realizó la elaboración del diseño y construcción de un prototipo de prótesis de mano servoactuada, el prototipo se diseñó mediante programas CAD y se fabricó mediante técnicas de impresión 3D, se tomó como referencia los mecanismos de movimiento de una mano real para así poder llegar a un modelo simplificado. Se

diseñaron y fabricaron tres prototipos de un dedo, los cuales permitieron obtener conclusiones de mucha importancia para el desarrollo del prototipo final. Se detalla también, la implementación de los dedos de la mano en un entorno de simulación, en donde se puede hacer cambios a los parámetros del modelo de una forma muy sencilla y conseguir el comportamiento del mismo de manera inmediata. La prótesis se acopló a un banco de comando, donde están los servomotores los cuales se encargan de hacer los movimientos de la misma. Dichos actuadores fueron controlados mediante una placa de desarrollo.

1.2.2. A Nivel Nacional

(Valdeiglesias, 2015) En su proyecto de investigación "Diseño y construcción de una mano protésica". Nos muestra la elaboración de una prótesis articulable la cual está basada en relaciones geométricas de eslabonamientos de 4 eslabones, con un sistema de movimiento más simple de cadena cerrada, el cual le va a permitir desplazarse solidariamente con un solo motor por dedo, de tal modo dará a la mano la disposición de empuñarse o extenderse totalmente. Para la elaboración de piezas se empleó la tecnología de impresión 3D, esta ofrece una ventaja de poder crear diferentes prototipos de prueba, sin tener que realizar una producción en serie, gracias a esto se puede ahorrar tiempo y dinero. La prótesis se elabora aprovechando el material PLA, el cual está ganando territorio al plástico ABS, ya que este es menos contaminante, ayudando así al ecosistema.

(Bejar, 2018) Mediante su proyecto de investigación "Diseño e implementación de falanges basadas en iteraciones de una prótesis". Describe Como se implementó dos falanges mecatrónicas estas se encargan de realizar movimientos predeterminados por medio de señales que provienen de un electro miógrafo, este anteriormente pasa por una previa etapa donde se encarga de captar las señales de los músculos, para luego crear patrones de y así crear los diferentes movimientos. La elaboración del presente proyecto forma parte de uno mayor, ya que en un futuro se pretende realizar la implementación de una prótesis mecatrónica que sea usada en personas que tengan esta discapacidad. La implementación de estas dos falanges logro realizar por medio de micromotores marca Polou, modelo N20, se utilizó flexosensores de SPECTRASYMBOL y galgas extensiométricas INTERLINK ELECTRONICS estos controlados por microcontroladores.

(Bustamante, 2015) Mediante su proyecto de investigación “Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada” Nos muestra como se diseñó, fabricó e implementó la prótesis para un usuario específico, lo cual lo ayudará a recuperar su autonomía. Utilizó, los lineamientos de la filosofía del “Diseño centrado en el usuario” (DCU), ya que este se encarga de todo el procedimiento del análisis, diseño y evaluación. Utilizó el método de impresión 3D para la manufacturación, ya que esta tecnología facilita una elaboración sencilla y rápida de piezas complicadas a un costo muy bajo y de excelente calidad, lo cual permite que la prótesis sea de un costo asequible. Para conseguir una copia digital del muñón del usuario se utilizó el escáner 3D. Es una tecnología muy rápida, y a la vez mejor en comparación con las demás, ya que al escanear el muñón del usuario no se verá manoseado, ni dañado de ningún modo.

(Corman, 2016) En su proyecto de investigación “Diseño de un exoesqueleto de mano basado en músculos activos artificiales (EAP) de dos dedos para ayuda en la vida diaria” nos muestra como se diseñó un exoesqueleto de mano el cual se basó en un flexinol con dos dedos el cual ayudara a diario en la vida de las personas, primeramente se realizó un estudio biomecánico de la mano, luego se procedió a examinar el uso del flexinol, luego realizó una implementación de mano impresa en 3D y se diseñaron los sistemas eléctricos y electrónicos para el control del flexinol realizándose pruebas de movimientos y funciones básicas. En el prototipo se usó técnicas para poder ahorrar la corriente como PWM para la excitación del flexinol; también se utilizó un mosfest en lugar de transitores consiguiendo un consumo total entre 500-700 mA. Finalmente, se obtuvo un prototipo de bajo peso y costo con el fin de estar al alcance de todos.

1.2.3. A Nivel Local

(Estrella & López, 2019) En su proyecto de investigación “Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3D para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho”. Describe como se realizó el diseño y la construcción del prototipo, ayudando a generar así su movilidad y puedan realizar trabajos sencillos elevando su independencia. El diseño de la prótesis se realizó por medio de programas CAD, porque para su elaboración se usó técnicas de impresión 3D, tomando en consideración las dimensiones, costos y estética. Asimismo, se elaboró el diseño de los mecanismos para poder conseguir los movimientos básicos como son la extensión y flexión de los dedos, supinación y pronación de la mano. Una vez con el prototipo construido y ensamblado con los diferentes circuitos electrónicos, estos circuitos son los encargados de la activación de los movimientos, y están controlados por un microcontrolador ARM Cortex-M3 de 32 bits a 84Mhz, teniendo todo esto se consigue un prototipo de prótesis biónica. El sistema de funcionamiento está basado en que los sensores perciben señales musculares de la persona, luego el microcontrolador se encarga de procesarla , el cual ya esta programado para realizar los diferentes tipos de movimientos y de activar los actuadores.

1.3. Teorías relacionadas al tema

1.3.1. Tipos de prótesis

Según la Real Academia Española "prótesis" es una pieza que se coloca para reemplazar una parte faltante del cuerpo y ayudar a mejorar sus funciones. Estas se clasifican de acuerdo a su función, estas pueden ser activas y pasivas. Las activas son las que su movilidad se realiza mediante controles eléctricos o mecánicos, y las pasivas también conocidas como prótesis cosméticas, estas tienen como única función mantener una imagen estética, sin movimiento alguno (Estrella & López, 2019, pág. 42).

1.3.1.1. Prótesis mecánicas

Son mecanismos utilizados con la finalidad de abrir o cerrar voluntariamente la mano mediante un arnés, y para cerrar o abrir se efectúa mediante la relajación de los músculos gracias a resortes, el arnés está sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y del brazo controlado por el usuario. El tamaño y el número de ligas de las prótesis se realizan de acuerdo a la fuerza y el material que necesite cada persona (Barreto, 2016, pág. 15).

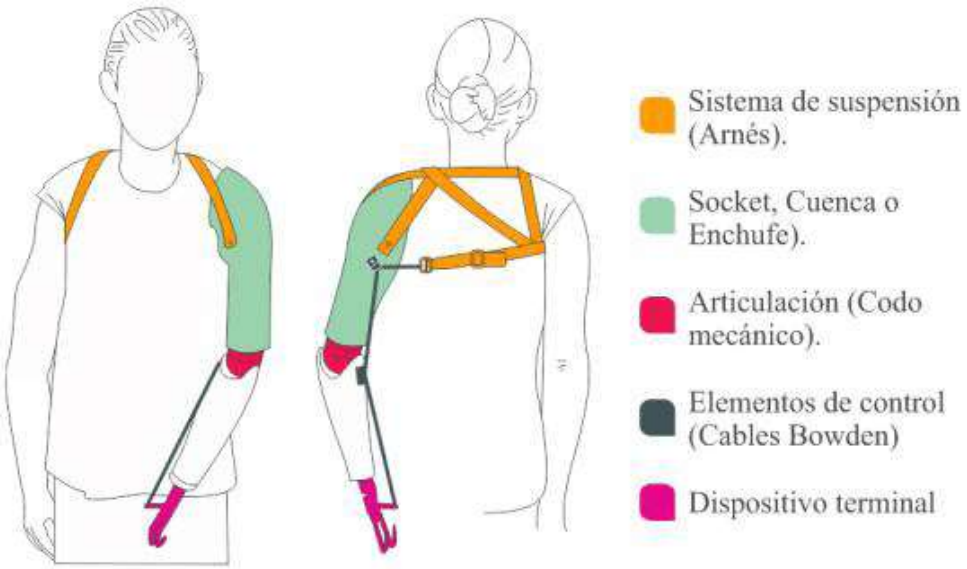


Figura 1: Prótesis Mecánica.

Fuente: (Barreto, 2016, pág. 15).

1.3.1.2. Prótesis eléctricas

Estas utilizan pequeños motores eléctricos y cuentan con baterías recargables. Las podemos controlar de diferentes maneras, puede ser por un control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés o un servo control. A veces se hace una combinación de estas para un mejor funcionamiento. También se usa un socket, este es un conector intermedio que está entre el muñón y la prótesis. Su obtención y reparación de estas prótesis son muy caras.

Figura 2: Prótesis Eléctrica.

Fuente: (Barreto, 2016).

1.3.1.3. Prótesis mioeléctrica

Este tipo de prótesis usa un control mioeléctrico, probablemente es la más común, se basa en que cada vez que el músculo se flexiona o contrae, provoca una señal eléctrica. Esta es captada con electrodos superficiales los cuales se ponen en contacto con la superficie de la piel. Una de las ventajas de esta prótesis es que al realizar la flexión de un musculo esta realiza los movimientos y por lo tanto ya no requiere de un arnés de suspensión (Estrella & López, 2019).

Figura 3: Prótesis mioeléctrica.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.1.4. Prótesis estéticas o cosméticas.

Son las conocidas pasivas, puesto que su objetivo principal es encargarse de reemplazar de manera estética el miembro faltante de la persona, es decir que esta prótesis no tiene funcionalidad. Esas pueden tener apariencias tan reales, con detalles como: venas, vellos, pecas e incluso hasta tatuajes, para su elaboración se utiliza diversos materiales, como PVC, silicona, látex flexible (Estrella & López, 2019).

Figura 4: Prótesis estética parcial de mano.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.1.5. Prótesis para amputación parcial de mano

Actualmente existen diferentes tipos de prótesis de acuerdo al nivel de amputación que se tiene.

1.3.1.5.1. Tope de posición estático

Esta prótesis se trata de una elaboración simple y de buen rendimiento. A continuación, se muestra una figura en donde la prótesis está restaurando la parte de la palma de la extremidad restante y transfiriendo el peso a la superficie del dorso del antebrazo ya que esta es más condescendiente (Bustamante, 2015).

Figura 5: Tope de oposición estático.

Fuente: (Bustamante, 2015).

1.3.1.5.2. M-Thumb

Esta prótesis fue elaborada por la empresa Partial Hands Solutions, este diseño es para amputaciones de los dedos pulgares. Gracias a esta prótesis se puede aumentar la funcionalidad de la mano, y puede ser colocada por su usuario de forma simple, en flexión, extensión y rotación y así adecuarlo a diversos tipos de agarres (Bustamante, 2015).

Figura 6: M-Thumb.

Figura 7: M-Thumb agarrando un objeto.

Fuente: (Bustamante, 2015).

1.3.1.5.3. M-Fingers

Es una prótesis mecánica que fue elaborada por la empresa Partial Hand Solutions, este diseño es para amputaciones de mano que le falta dedos. Se las diseñaron para ser de fácil manejo y ser controladas por su propio usuario. En su sistema, el cierre de la los dedos de esta protesis se da gracias al flexionar de la muñeca, ya que los cables van desde la base del M-finger a través del dorso de la mano, y esta es anclada a la articulación de la muñeca. La capacidad de respuesta de su sistema está definitiva por la tensión del cable. Para regresar a los dedos a su posición de inicio se usa resortes (Bustamante, 2015).

Figura 8: M-Fingers.

Fuente: (Bustamante, 2015).

1.3.1.5.4. Dedo i-Digits Quantum

Esta es una prótesis mioeléctrica que fue elaborada por la empresa Touch Bionics, 2015, esta prótesis es para mano parcial, la cual en su diseño viene incluido varias mejorías las cuales se presentan a continuación: El control de gestos (los gestos son sencillos para hacer un cambio de agarre); se puede modificar la velocidad aumentándola hasta en un 30%; la duración de su batería viene aumentada un 50%; tienes dedos más pequeños. Las baterías se ubican en el antebrazo para disminuir el tamaño de la mano, los motores están incluidos en los dedos (touch bionics, 2015).

Figura 9: Dedo I-Digits Quantum

Fuente: (touch bionics, 2015).

1.3.1.5.5. I-LIMB DIGITS

I-Limb Digits es la prótesis electrónica totalmente personalizada para personas con dedos perdidos o con manos parciales.

Con los dígitos I-Limb, de uno a cinco dedos que faltan pueden ser reemplazados por uno de nuestros dígitos protésicos de potencia individual. Estos dígitos, que se mueven independientemente y se doblan en las articulaciones, trabajan en conjunto con los dedos restantes para ayudarle a aumentar sus capacidades funcionales.

Cada persona con dígitos perdidos es única, por lo que cada solución de dígitos I-Limb está hecha a medida para adaptarse a usted. Hay muchas maneras diferentes de crear una prótesis de dígitos I-Limb, pero el objetivo es siempre el mismo: proporcionarle una solución que le ayudará a aumentar su función e independencia.

Una solución de dígitos I-Limb no es para todos. Hay criterios clínicos que tienen que ser evaluados antes de que usted pueda ser considerado un candidato apropiado. (touch bionics, 2015).

Figura 10: I-LIMB DIGITS.

Fuente: (touch bionics, 2015).

1.3.1.5.6. Vincent Partial

Es una prótesis mioeléctrica elaborada por la empresa Vincent Systems. Está compuesta por un pulgar y dedos individuales los cuales están accionados eléctricamente. Para su diseño se consideró diversos aspectos como el peso, la estética, la fuerza de sujeción, el ruido que genera y velocidad para agarrar objetos. El soporte contiene los sensores y los elementos que forman parte de su unidad de control electrónico. Cuando el muñón del dedo pulgar no es apropiadamente largo o necesita de otras elecciones para adaptarse y que tenga un buen funcionamiento, se usa un dedo pulgar que es accionado mecánicamente (Vincent Systems, s.f.).

Figura 11: Vincent Partial.

Fuente: (Vincent Systems, s.f.).

1.3.2. Fisiología de la mano

La mano es una de las partes más importantes que tiene un ser humano, tanto por su estructura biomecánica como por sus habilidades motoras. Esta se encuentra ligada con el cerebro, ya que la comunicación que tiene el cerebro y la mano es bidireccional permitiendo sentir el entorno que la rodea por medio del tacto y así contribuir al proceso mental de los sentimientos. Generalmente la mano está relacionada con actividades como: La detección háptica, la detección táctil, el agarre, y movimientos no prensiles como son los gestos (Quinayás, 2015).

1.3.2.1. Estructura ósea de la mano

La mano cuenta con 27 huesos, estos están divididos en: 08 huesos carpianos, los cuales están preparados en 02 hileras de 04, estos están conectados entre sí por medio de articulaciones, y su unión es por medio de los huesos del antebrazo, y por la articulación radio-carpiana, por otro lado la palma esta compuesta por 05 huesos metacarpianos y 14 falanges, para la generación de los diferentes movimientos se usan aproximadamente 40 músculos, e incluso interviene el antebrazo que tiene 20° de libertad aproximadamente (Estrella & López, 2019, pág. 27).

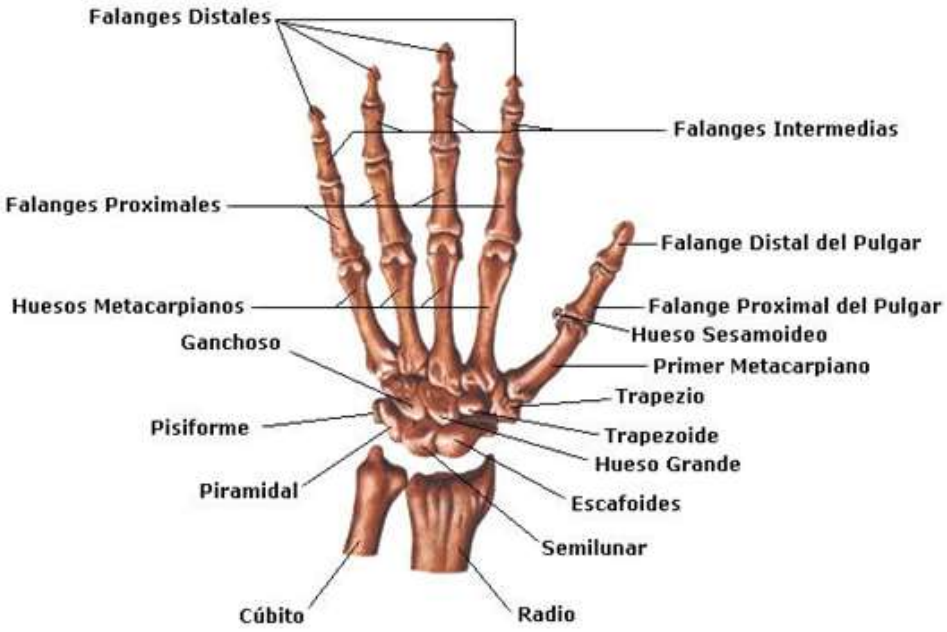


Figura 12: Estructura Ósea de la mano.

Fuente: (Estrella & López, 2019, pág. 27).

Cada uno de los dedos se compone por tres falanges (proximal, intermedia y distal), excepto el dedo pulgar que solo está compuesto de dos (proximal y distal).

La superficie posterior de la mano es comúnmente visible por eso en muy importante estéticamente, la superficie de la palma, la cual no se ve comúnmente, es la superficie funcional. La parte posterior tiene una forma convexa, y la palmar una forma cóncava. El dedo pulgar es el miembro más importante de la mano, si no se tuviera este dedo la capacidad de la mano se reduciría un 40%.Los otros cuatro dedos que se ubican en la zona de los metacarpianos hacen el movimiento de extensión y flexión. (Bustamante, 2015, pág. 14).

1.3.2.2. Músculos de la mano humana

Su principal característica de un musculo es su capacidad de contracción, ya que esto es lo que consiente para que se pueda dar los diferentes tipos de movimientos en todo nuestro cuerpo. Los movimientos son efectuados por la acción de las células especializadas, estas son una base fundamental para que las fibras musculares se constituyan. Los músculos del antebrazo que se encargan del movimiento de la mano y los dedos son muchos, los que actúan encima de los dedos son los llamados músculos extrínsecos. Estos músculos los encontramos en la palma de nuestra mano y estos son los que realizan los diversos movimientos, están divididos en 03 grupos: Los músculos tenar, hipotenar e intermedios. Los músculos tenares son cuatro y actúan sobre el dedo pulgar: El abductor corto, el oponente, el flexor corto y el aductor corto. Los hipotenares son tres y actúan sobre el dedo meñique: El abductor, el flexor corto y el oponente. Los intermedios son 11, estos actúan encima de todos los dedos a excepción del pulgar, los músculos intermedios tienen incluido los lumbricales, los interóseos palmares y los interóseos dorsales. Ambos grupos son importantes para realizar movimientos como abducción, aducción, extensión y flexión de los dedos (Estrella & López, 2019).

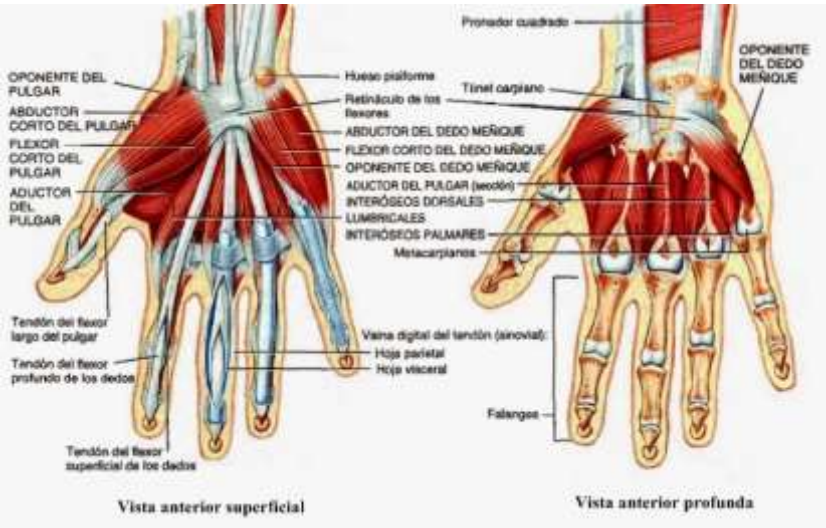


Figura 13: Músculos de la mano.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.2.3. Antropometría de la mano

La antropometría es una ciencia que se encarga de estudiar las dimensiones y algunas características físicas del cuerpo humano, como sabes estas varían ya que todos los seres humanos somos diferentes según raza, sexo, edad, etc. De esta forma

la antropometría nos permite poder medir grosores, anchos, longitudes, circunferencias, masas diversas del cuerpo, volúmenes, centros de gravedad, etc. las cuales tienen varias funciones.

A continuación, podremos observar las principales dimensiones de una mano humana.

1.3.2.3.1. Anchura y longitud de la mano y palma

Para poder obtener medidas de longitud de una mano humana, esta se debe extender por completo, una vez teniendo la mano en esta posición se procede a medir desde la punta del dedo medio hasta el pliegue distal. Por otro lado, para poder obtener las medidas de longitud de la palma se toma medidas desde el pliegue de la base del dedo medio al pliegue palmar proximal. Para poder medir el ancho de la mano se toma en cuenta que la mano se encuentre sin movilidad, los dedos deben estar juntos y la palma extendida completamente sobre un plano horizontal. Por ultimo las medidas de anchura de la palma se realizan desde el plano cubital hasta el borde externo del pulgar, este dedo tiene que estar pegado a la palma (Estrella & López, 2019).

Tabla 1: Medidas experimentales de la mano.

Medidas obtenidas				
Medidas en (cm).	**Longitud de mano**	**Longitud de palma**	**Anchura de mano**	**Anchura de palma**
Mínimo	13,980	9,070	6,180	7,810
Media	17,67	11,500	7,490	9,200
Máximo	20,330	19,780	8,770	11,190

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.2.3.2. Longitud de las falanges

Para obtener las medidas de las falanges se extiende la mano y dedos por completo se toma las medidas desde el pliegue proximal de cada dedo hasta la punta del mismo.

Tabla 2: Medidas experimentales de los dedos.

Medidas obtenidas						
Medidas en (cm).		**Meñique**	**Anular**	**Medio**	**Índice**	**Pulgar**
Falange Distal	Mínimo	1,33	1,59	1,86	1,80	1,80
	Medio	2,02	2,24	2,35	2,21	2,21
	Máximo	2,61	2,88	3,20	2,80	2,80
Falange Media	Mínimo	1,51	2,81	2,65	2,63	---
	Medio	2,50	3,21	3,40	2,99	---
	Máximo	3,51	3,97	4,18	3,49	---
Falange proximal	Mínimo	3.12	4,01	3,88	4,08	3,15
	Medio	4,01	4,92	5,46	4,97	3,77
	Máximo	5,21	6,23	6,56	6,02	5,13

Fuente: (Estrella & López, 2019)

1.3.3. Movimientos de la mano

La mano es el miembro que no permite sujetar y manipular los diversos tipos de objetos, su función tiene como finalidad obtener una presión sólida y precisa al mismo tiempo. Los movimientos de la mano se presentan a continuación.

1.3.3.1. Flexión de la mano

Este movimiento se genera gracias a la articulación radiocarpiana. Según estudios este movimiento logra alcanzar una extensión que varía entre 80° a 90°.

Figura 14: Flexión de la mano.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.3.2. Extensión de la mano

Este movimiento esta limitado por la tensión de los ligamentos dorsales y palmares del carpo, cuando se extiende llega a 50° en la articulación mediocarpiana y a 30°en la radiocarpiana como podemos observar en la figura 15.

Figura 15: Extensión de la mano.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.3.3. Abducción cubital y radial de la mano

Para realizar los movimientos de abducción cubital las dos filas del carpo giran alrededor del eje anteroposterior que pasa por la cabeza del hueso grande. Aproximadamente de 40° es su extensión de movimiento de la abducción cubital. Por otro lado, los movimientos de abducción radial son de menos amplitud. Aproximadamente de 25° de amplitud de movimiento.

Figura 16: Abducción radial y cubital de la mano.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.3.4. Movimiento de supinación y pronación

1.3.3.4.1. Movimiento de rotación o supinación

Cuando la mano se encuentra en un inicio en pronación, al hacer el movimiento de supinación descruza el radio y lo desliza de forma lateral como lo podemos observar en la figura 17. Al realizar este movimiento puede se puede alcanzar hasta los 120°.

1.3.3.4.2. Movimiento de pronación

Cuando la mano se encuentra en un inicio en supinación, los dos huesos del antebrazo están paralelos, en este caso es lo contrario a la supinación ya que aquí se cruza el radio al cúbito en el curso del movimiento, y llega a alcanzar 120° , lo podemos observar en la figura 17.

Figura 17: Movimiento de supinación y pronación.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.4. Movimiento de los dedos

Existen diversos movimientos de los dedos, se considera que para los movimientos del dedo pulgar se debe realizar un estudio particular ya que este solo tiene dos falanges y es muy diferente, los otros cuatro dedos si se pueden estudiar simultáneamente ya que son muy parecidos y tiene tres falanges cada uno.

1.3.4.1. Flexión y extensión de los dedos con tres falanges

Como podemos observar en la figura 18 tenemos la extensión y flexión, el dedo está moviéndose en diferentes ángulos, la flexión es cuando el dedo esta completamente cerrado y en extensión cuando está completamente abierto.

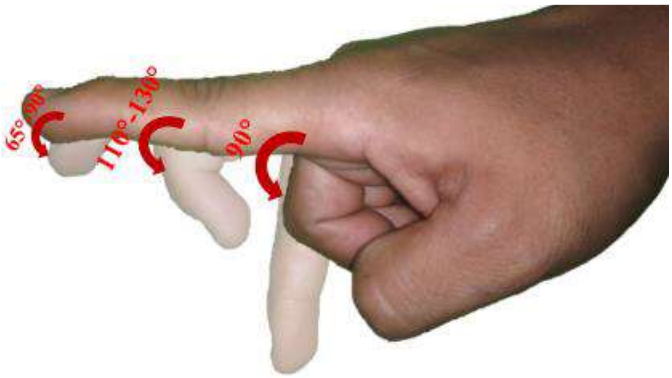


Figura 18: Flexión y Extensión de los dedos con tres falanges.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.4.2. Movimientos del dedo pulgar

Se sabe que el dedo pulgar es sumamente importante ya que es una pieza fundamental de la mano, este nos ayuda a obtener movimientos muy precisos, porque nos permite poder realizar los movimientos de prensión en pinza, sino tuviéramos nuestro dedo pulgar sólo serían prensiones globales.

1.3.4.3. Movimientos de oposición y reposición

Son también dos movimientos muy importantes de nuestra mano, el movimiento de oposición muestra una amplitud de 60° a 90°. Este consiste que la palma de la mano debe estar abierta en su totalidad y el pulgar ser llevado lo mas cerca al dedo meñique como lo podemos observar en la figura 19, mientras que el movimiento de reposición es todo lo inverso.

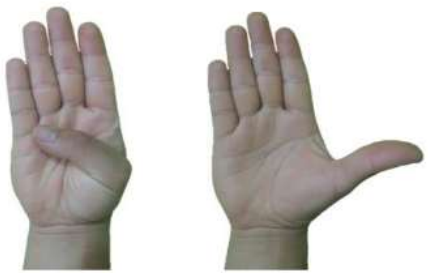


Figura 19: Movimiento de oposición – reposición.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.5. Prensión de la mano

Para realiza este movimiento todos los dedos de la mano se mueven en conjunto llegando a coger un objeto es así como se obtiene la prensión.

Las diferentes prensiones lo podemos ver a continuación:

1.3.5.1. Prensión sin intervención del pulgar

Conocida como prensión en gancho, es decir cuando todos los dedos de 03 falanges a excepción del pulgar, sujetan un objeto: Como por ejemplo al sostener el asa de un balde, la manija de la puerta de un auto, etc. Al realizar este movimiento conocido como gancho, el dedo pulgar no es de mucha importancia aquí porque no interviene.

1.3.5.2. Prensión con intervención del pulgar

Existen dos tipos como son : La prensión de fuerza y la prensión delicada.

1.3.6. Elementos de diseño

1.3.6.1. Servomotor DC

Es un aparato electromecánico, se conforma por un motor eléctrico, con una tarjeta de control y un juego de engranes. Un servomotor tiene la capacidad de controlar su posición y velocidad. Este tiene la capacidad de ser ubicado en cualquier posición dentro de un rango de operación que es generalmente entre 0° a 180° pero también al realizarle una modificación podría tener un giro libre de 360°. Estos servomotores mayormente son usados en robótica, automática y modelismo gracias a que son muy precisos en cuanto a su posicionamiento y torque. El funcionamiento de los servomotores es por medio de modulación de ancho de pulso (PWM). La frecuencia que se usa para enviar la sucesión de pulsos al servomotor es de 50 Hz esto significa que la duración de cada ciclo es de 20 ms, las duraciones de cada pulso se descifran como comandos de posicionamiento del motor (Estrella & López, 2019).

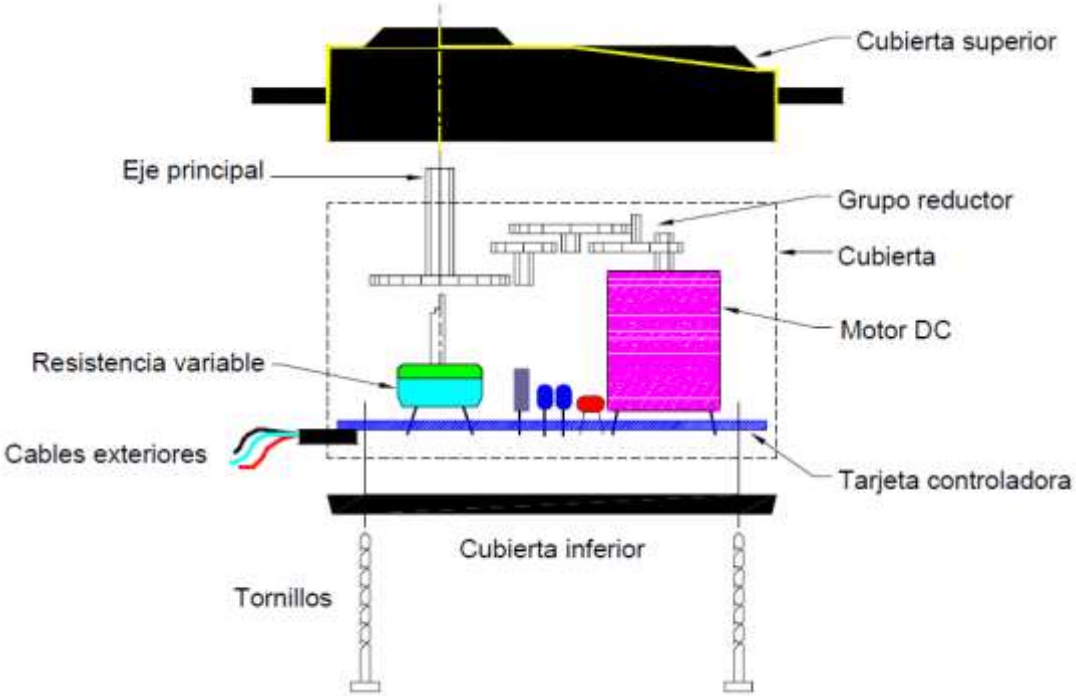


Figura 20: Estructura interna de un servomotor DC.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

Generalmente los servos se mueven entre 0° a 180º y los pulsos de su control tienen un rango de 0.5 y 2.5 ms, esto varia del tipo de fabricante. Para que un servomotor se mantenga fijo en una sola posición se tiene que enviar un pulso correspondiente; puesto que si no recibe ninguna señal su eje del servomotor quedaría libre, por lo tanto se tendría una pérdida de fuerza de torque y se podría mover fácilmente haciendo una leve presión.

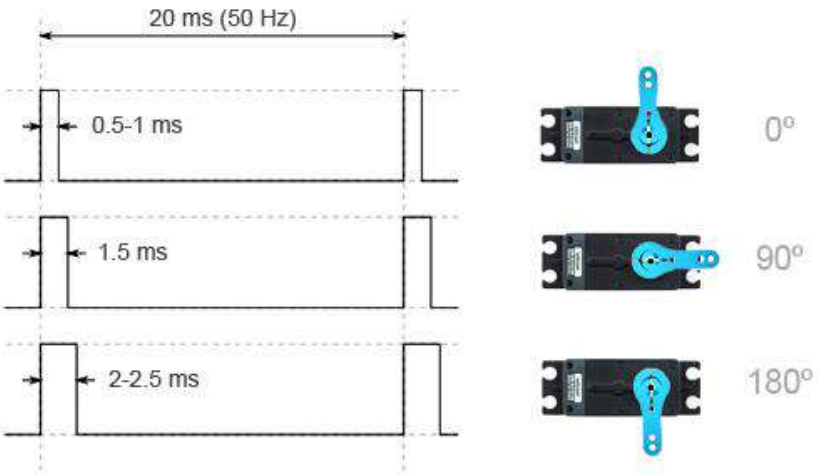


Figura 21: Pulsos PWM para control de un servomotor.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

Todos los servomotores tienen 03 cables, dos de estos son para poder alimentar Vcc y Gnd y el tercero para poder tener un tren de pulsos de control.

Figura 22: Servomotor DC.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

1.3.6.2. Sensor FSR

Este es un sensor de fuerza resistivo FSR (Force Sensing Resistors), esta conformado por una resistencia que es sensible a la fuerza y tiene un área para poder detectar rangos muy precisos, las ventajas que tiene este sensor es que nos permite captar la presión del musculo, su peso y pulsación, además su manera de usarse es muy sencilla y sobre todo de bajo costo (Estrella & López, 2019).

Figura 23: Sensor FSR.

Fuente: (Estrella & López, 2019).

La resistencia de este sensor varía depende a la presión o fuerza que se le aplica en la zona de detección. En la figura 24 podemos observar, La tabla de fuerza vs resistencia del sensor FSR. En donde nos indica las variaciones del valor resistivo entre los intervalos de 100g - 10 kg.

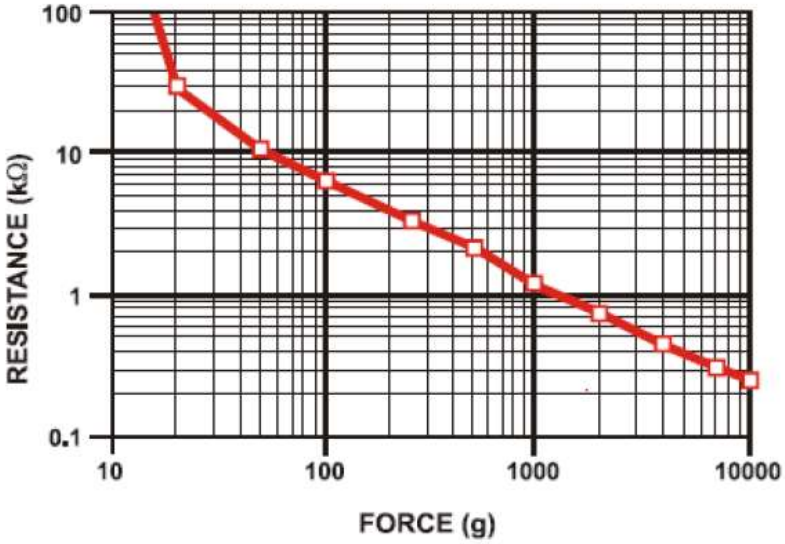


Figura 24: Tabla de fuerza Vs Resistencia del sensor FSR.

Fuente: Internet.

1.3.6.3. Batería de ion de litio

Dispositivo que se diseñó para ser el encargado del almacenar energía eléctrica. En esta batería tiene la capacidad de almacenar un voltaje de 3,7 v; con una carga máxima de 4,1 y tienen un amperaje de 3000 mAh, su vida útil varía entre 3 y 5 años. Son pequeñas por lo que pesan muy poco. (Estrella & López, 2019).

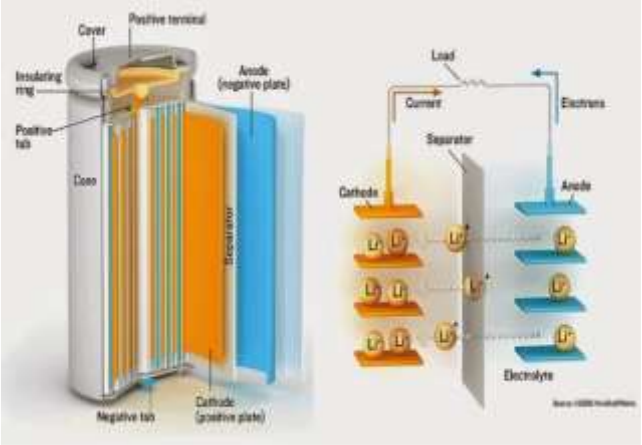


Figura 25: Batería Ion-Litio.

Fuente: Internet.

1.3.6.4. Arduino DUE

Este modelo es el que cuenta con más potencia a diferencia de las demás placas de Arduino. Se basa en el poderoso microcontrolador llamado ARM Cortex-M3 de 32 bits a 84Mhz, el que nos permite realizar mucho más rápido las operaciones. Esta placa a comparación con las otras nos da un muestreo más rápido y más multiplicativo, posee una tasa de 100Ksps que son las llamadas “Kilo muestras de por segundo” mientras que las otras placas solo tenían la capacidad de poseer 15 Ksps. Además, tiene 54 pines entre entradas y salidas, 12 de estos se pueden usar salidas PWM, las otras 12 como entradas análogas, con un valor de 12 bits,04 puertos UART estos son los llamados “puertas seriales por Hardware”, 02 conversores digitales analógico DAC, un resonante de sílice de 84MHz que opera 4 bytes paralelamente, dos conexiones USB, una para la programación y la otra para que actué como USB Host. Asimismo, tiene pines de programación como ICSP y JTAG, el botón resetear y el botón para borrar. Los pines tienen un voltaje máximo de 3.3 v. Por lo que se debe tener mucho cuidado de no enchufar dispositivos de más voltaje ya que la placa se podría malograr (Estrella & López, 2019).

Figura 26: Arduino DUE.

Fuente: Internet.

1.3.6.5. Impresora 3D

Es un tipo de máquina que es capaz de ayudar en la construcción de diferentes piezas, muy parecidas a lo que podría realizar un escultor profesional tallando una piedra. La función de estas máquinas es convertir los diseños 3D elaborados en las computadoras a objetos reales.

Los materiales que se usa para la impresión mayormente son: El ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), que es un termoplástico y el PLA (Ácido poliláctico).

Estas impresoras se empezaron utilizando en los sectores industriales, para realizar prototipos rápidos como prótesis para medicina o partes de autos, también es muy común en la arquitectura.

Figura 27: Impresora 3D.

Fuente: Internet.

1.3.6.6. Escáner 3D

Dispositivo que se encarga de analizar un objeto o una escena para luego reunir datos de su forma, es decir su función es recoger muestras de la geometría y el color de un objeto. Esta información que se obtiene puede ser utilizada para elaborar diseños digitales tridimensionales que son utilizados en una amplia variedad de aplicaciones.

Figura 28: Escáner 3D.

Fuente: Internet.

1.3.6.7. Programa de computador de Diseño 3D

Es un programa que nos ayuda a diseñar, es decir a proyectar la elaboración de cosas y 3D referido a las 03 dimensiones de nuestro plano cartesiano X, Y y Z respectivamente. El diseño 3D es el primer paso para crear y modelar, piezas, objetos en forma tridimensional antes de construirlas. En la rama de ingenierías el diseño 3D es usado con mucha frecuencia ya sea para diseños o simulaciones. Con la aparición de los softwares, el diseño 3D, ya no fue de mucha exclusividad. Pero antes de eso sí, puesto que antes los arquitectos, ingenieros y diseñadores industriales proyectaban sus diseños, usando el dibujo técnico y la geometría descriptiva. Actualmente las carreras profesionales necesitan de esta técnica de diseño, entre ellas tenemos a las carreras de ingenierías, arquitectura, la animación 3D, etc. (Estrella & López, 2019).

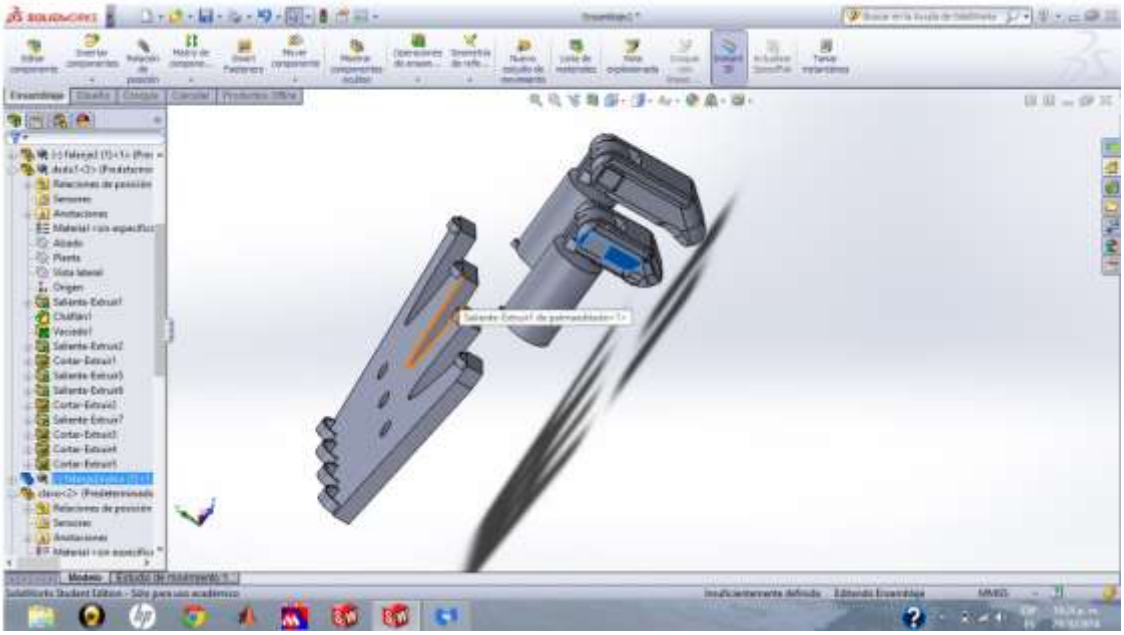


Figura 29: SolidWorks.

Fuente: Internet.

1.4. Formulación del problema.

Hoy en día existen múltiples accidentes ya sea de tránsito o laborales, ninguna persona estamos libre de ello, por motivo de estos accidentes las personas podemos perder una parte de nuestro cuerpo, así como también vemos que un sinnúmero de personas tiene mal congénito.

Como podemos ver en la actualidad Perú no tiene muchas empresas que cuenten con prótesis para poder satisfacer las necesidades de las personas y mucho menos con fabricantes. Las personas que pueden obtener estas prótesis solo son algunas, es decir las que tienen un ingreso económico elevado, mayormente se requieren de las prótesis ortopédicas, esto es debido a que las prótesis biónicas tienen un valor económico alto.

1.4.1. Problema

¿Qué requerimientos técnicos y funcionales debe reunir el diseño de la prótesis electromecánica para así poder satisfacer a una persona discapacitada por amputación de mango funcional de la mano parcial?

1.5. Justificación e importancia del estudio

Tecnológica: Mediante la presente investigación, se dará a conocer resultados importantes de cómo se realiza el diseño y como es el funcionamiento de una prótesis electromecánica de mano.

Económica: Al realizar el diseño de esta prótesis electromecánica de mano se trata de que esta sea de bajo costo y para ello su elaboración se puede hacer mediante impresión 3D por lo que estaría al alcance del usuario.

Social: La presente investigación permitirá que el usuario tenga una mejor calidad de vida, como, por ejemplo, tener mejores oportunidades laborales.

Ambiental: Para su elaboración se utilizará material ABS, este material no es muy contaminante para el medio ambiente a diferencia de otros materiales.

1.6. Hipótesis

El diseño del prototipo de una prótesis electromecánica que sea de bajo costo puede estar al alcance del usuario por lo tanto podemos devolver las principales funciones perdidas que haya sufrido por la amputación de mano, por ello el usuario quedaría satisfecho.

1.7. Objetivos

1.7.1. Objetivo general

Diseñar una prótesis electromecánica para personas con amputación de mango funcional de la mano.

1.7.2. Objetivos específicos

- Determinar las especificaciones que deberá tener la prótesis para satisfacer las necesidades del usuario.
- Seleccionar el diseño óptimo basado en la matriz morfológica y matriz de ponderados.
- Diseñar mecanismos que permitan la realización de movimientos básicos como: flexión y extensión de los dedos, agarre en pinza y agarre cilíndrico.
- Diseñar sistema electrónico que nos permita accionar y controlar los movimientos de la mano electromecánica.

CAPÍTULO II

MATERIAL Y MÉTODO

II. MATERIAL Y MÉTODO

2.1. Tipo Y Diseño De Investigación.

2.1.1. Tipo De Investigación

Esta investigación será de tipo descriptiva y a la misma vez cuasi experimental. **Descriptiva:** Al ser de tipo descriptiva esta incluye diferentes tipos de estudio, como, por ejemplo. Los casos exploratorios, de desarrollo, predictivos, casuales, de correlación y también de conjuntos.

Cuasi experimental: Al ser de tipo Cuasi-experimental esta consiste en la aplicación de una o más variables experimentales comprobadas, en circunstancias estrechamente controladas, con la finalidad de poder describir de qué modo o por qué causa se produce una situación o suceso particular.

2.1.2. Diseño De Investigación

Para llevar a cabo el diseño de investigación se sigue un proceso con diversos pasos los cuales se van a ver continuación.

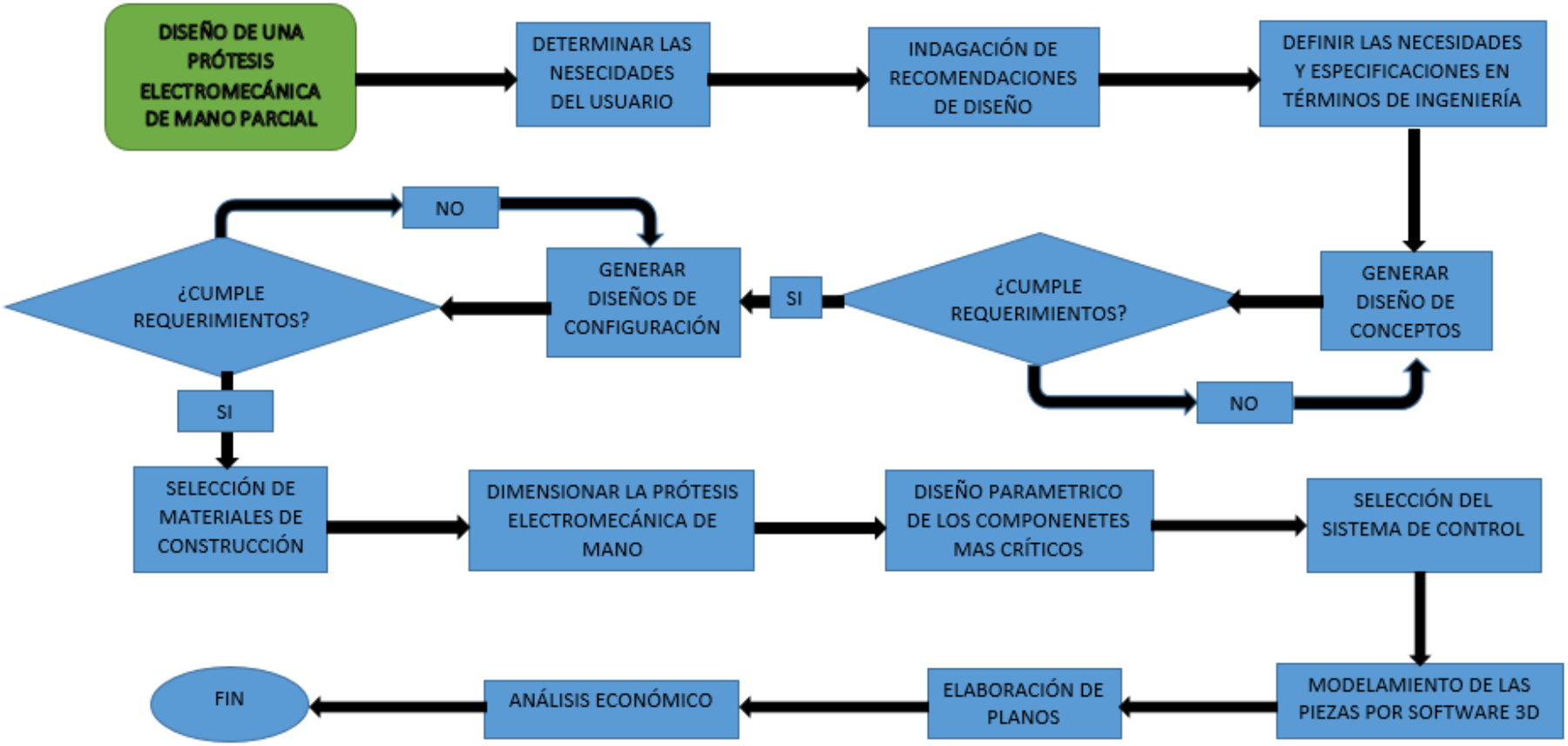


Figura 30: Diagrama de flujo de metodología del diseño de la prótesis electromecánica de mano.

Fuente: Elaboración propia.

2.2. Población Y Muestra

La población vendría a ser todas las personas discapacitadas que sufren de amputación de la mano, la mayor parte de las amputaciones es por causa de accidentes y por diabetes en el Perú. Según INEI; Lima es la cuidad con mayor índice de amputaciones, después esta Chiclayo, Arequipa, y el porcentaje menor se encuentra en la sierra y selva. Todos estos casos se dan por diabetes y accidentes vehiculares. Según datos informativos se precisa que el 23% de la población del Perú son discapacitadas por las amputaciones.

El 5,2% de la población (1 millón 575 mil 402 personas) sufren de algunos tipos de discapacidad. Esta situación afecta, en mayor proporción, a la población de 65 años hacia adelante (50.4%) y de 15 a 64 años (41,3%).

En el presente cuadro se detalla la cantidad de población que tienen discapacidades en el Perú.

Tabla 3: Personas con algún tipo de discapacidad por sexo y grupos de edad.

NACIONAL	HOMBRES	MUJERES	MENOR DE 15 AÑOS	DE 15 A 64 AÑOS	65 A MAS AÑOS	NO ESPECIFICA
1575402	754671	820731	129796	651312	794019	275

Fuente: (Montes & Lozano, 2011).

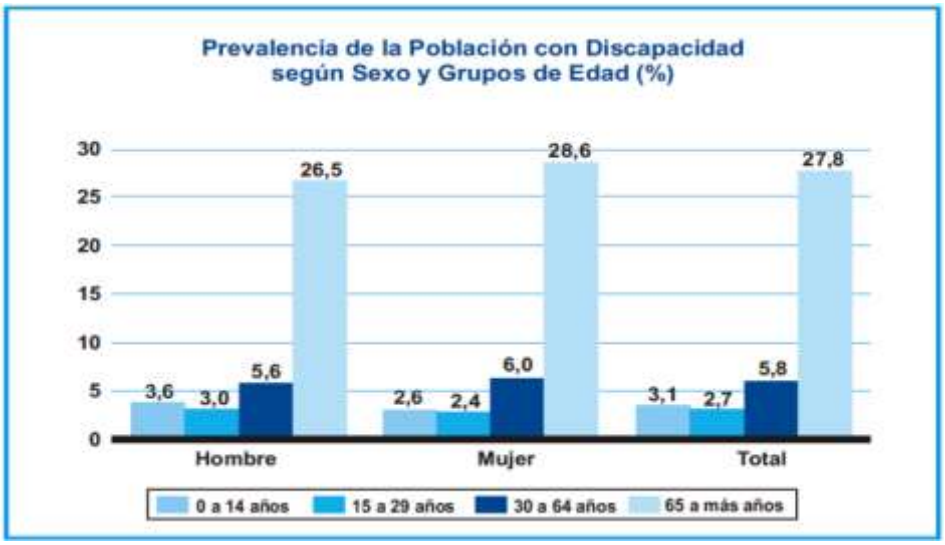


Figura 31: Prevalencia de la población con discapacidad según sexo y edad.

Fuente: INEI - CONADIS.

Para poder usar una prótesis funcional lo primero que se requiere es un es enseñar a las personas de cómo usarse adecuadamente, esto conlleva a un aumento del tiempo del tratamiento de las personas.

Todas las personas que han sido amputadas requieren pasar por diferentes exámenes antes de ser aprobados por los médicos para poder usar una prótesis, para ello se ha elaborado unos diagramas de flujo, estos lo podemos observar en la figura 32, y también en la figura 33 se muestra un proceso por el cual deben pasar las personas para la protetización de amputados de la mano.

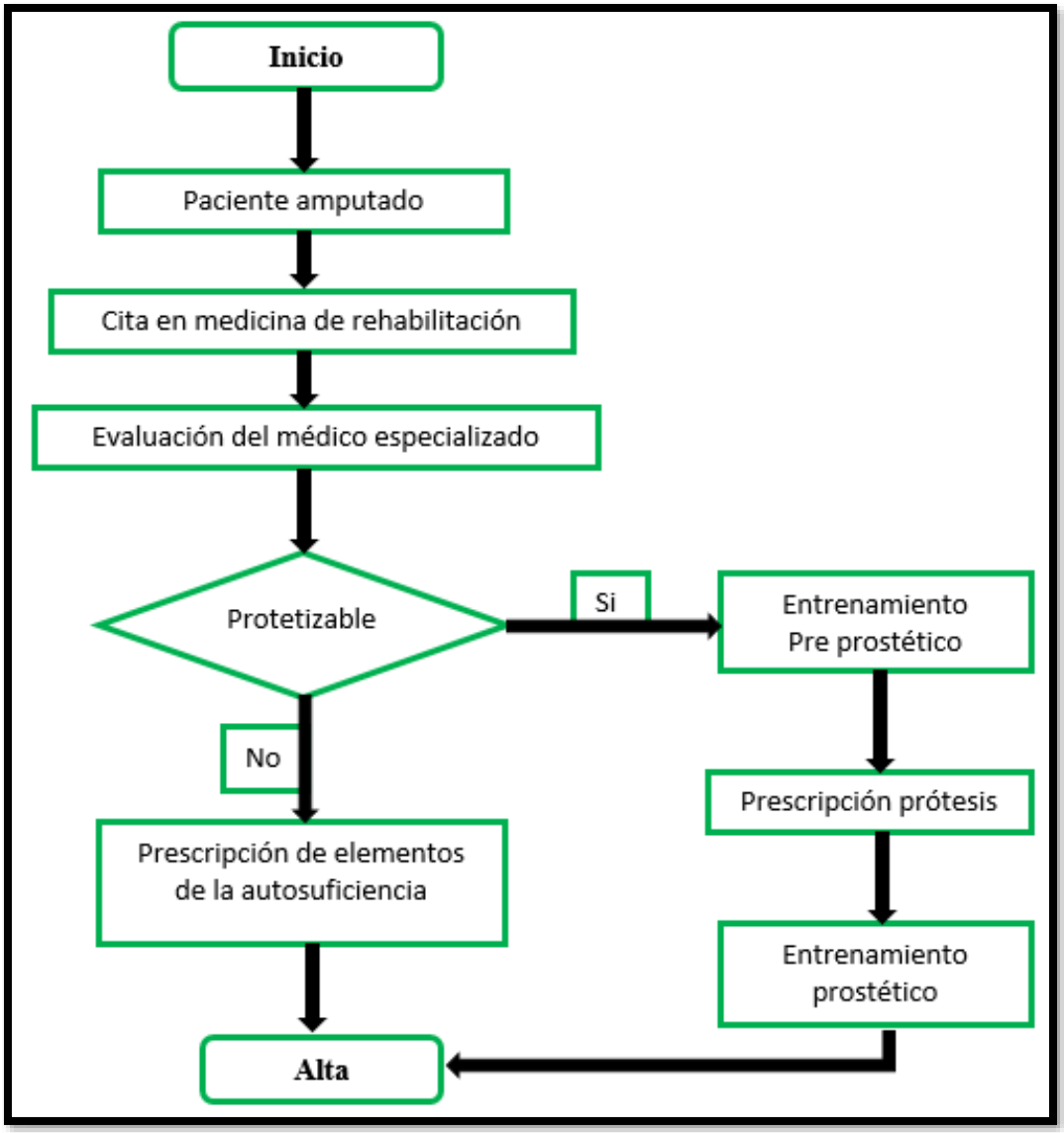


Figura 32: Diagrama de flujo para la protetización.

Fuente: Elaboración propia

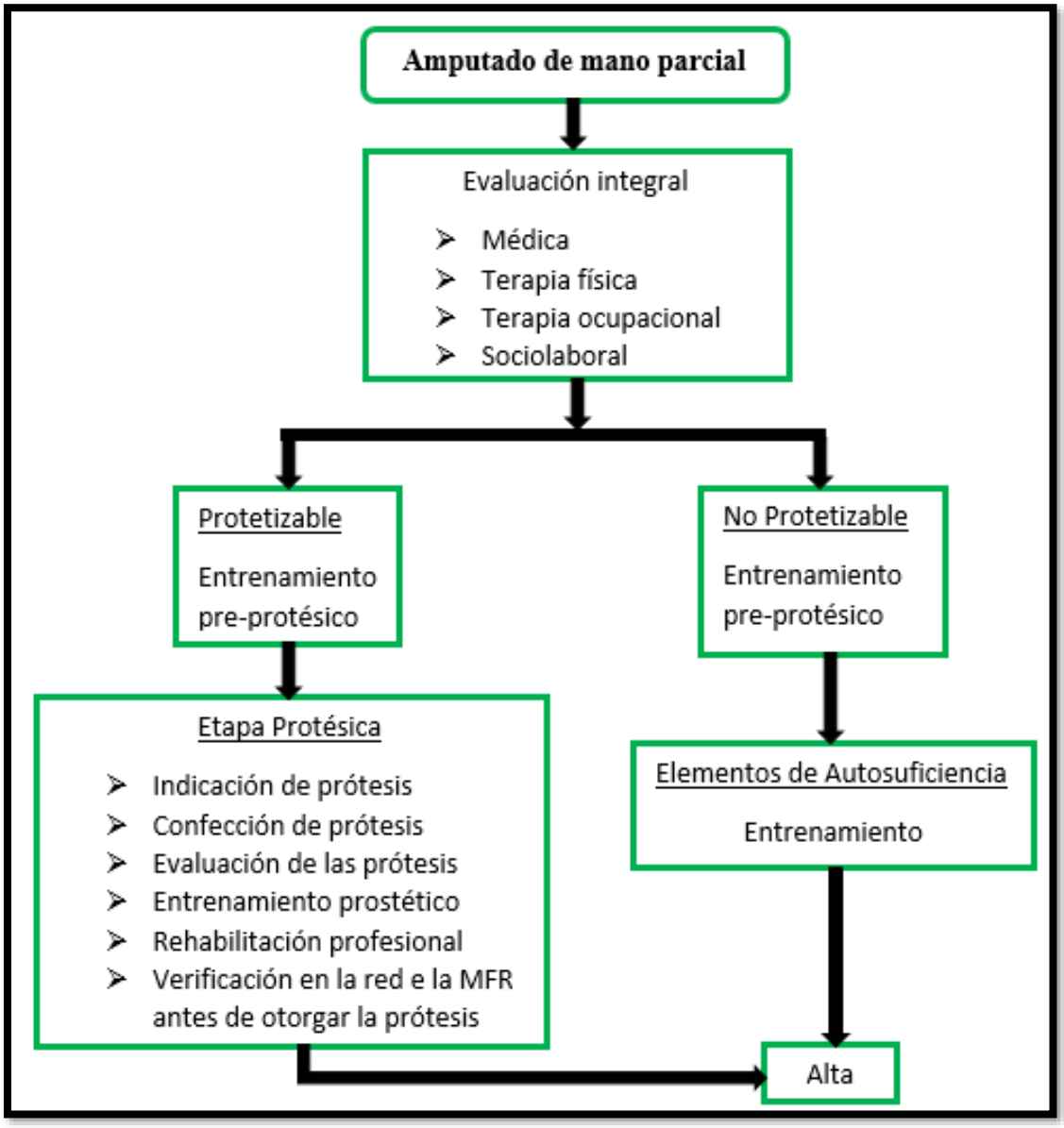


Figura 33: Diagrama de flujo de la descripción del proceso para la protetización.

Fuente: Elaboración propia.

2.3. Variables Y Operacionalización

2.3.1. Variable Independiente

Prótesis electromecánica de mano.

Tabla 4: Operacionalización de Variable Dependiente.

Variable Dependiente	Descripción	Dimensiones	Indicadores	Técnica e Instrumento de recolección de datos
Prótesis electromecánica de mano	Peso que debe tener	Peso	1000 g	Recolección de datos: Guía de recolección de datos bibliográficos.
	Cuantos grados debe tener	Grados de libertad	01 grados	Observación: Guía de campo (Observación del movimiento cinemático de la prótesis)
	Masa	Anchura del puño cerrado medido en los nudillos	8 o 7º	
	Movimiento de la prótesis	Flexión de la mano	80° a 90°.	Recolección de datos: Guía de recolección de datos de variables cinemáticas (velocidad, aceleración, par torsor, velocidad angular, etc)
	Movimiento de la prótesis	Extensión de la mano	80°	

Fuente: Elaboración Propia

2.3.2. Variable Dependiente

Geometría de la amputación de la mano.

Tabla 5: Operacionalización De Variable Independiente

Variable Independiente	**Descripción**	**Dimensiones**	**Indicadores**	**Técnica e Instrumento de recolección de datos**
Geometría de la amputación de la mano	Longitud del dedo pulgar	Largo	5 cm aprox.	Recolección de datos (Guía de recolección de datos bibliográficos)
	Angulo que forma el dedo pulgar con el índice	Inclinación	45°	
	Eje transversal de la palma	Inclinación	75°	
	Distancia entre pulgar e índice ambos extendidos	Largo	3,7 cm	
	Dedo pulgar	Número de falanges	2	
	Dedo índice; medio, anular, meñique	Número de falanges	3	

Fuente: Elaboración Propia

2.4. Técnicas E Instrumentos De Recolección De Datos, Validez Y Confiabilidad.

2.4.1 Técnicas de recolección de datos.

a) Recolección de datos: Se tendrá en cuenta diferentes tipos de informaciones como encuestas, revistas, libros, tesis, artículos científicos etc.

2.5. Procedimientos de análisis de datos

Para obtener datos que validen esta investigación se utilizara el SolidWorks el cual se encargara del modelado y simulación, también se utilizara el Arduino para poder realizar la programación.

2.6. Criterios Éticos

2.6.1. Criterio de la publicación.

Con la publicación del proyecto implementación de prótesis electromecánica de mano las personas amputadas tendrán una mejor calidad de vida ya que podrán realizar sus labores con más naturalidad, a la vez mostraré que mediante esta nueva propuesta de diseño de una prótesis electromecánica de mano las personas podrán tener un mayor alcance para obtener las prótesis ya que estas serán elaboradas mediante impresión 3D por lo que serán menos costosas.

2.6.2. Ética de la aplicación

Para poder realizar este proyecto de investigación se considera información de diversos medios como: Tesis, libros, artículos científicos y revistas que se relacionen sobre el tema.

2.6.3. Código ético de la profesión

- **Código de ética del CIP (Colegio de Ingenieros del Perú).**

Fue aprobada en la ciudad de Tacna durante la III SECCION ORDINARIA del congreso nacional de consejos departamentales en abril de 1999. Con la finalidad de guiar la conducta de los profesionales. Ver Anexo 1. Aquí algunos de sus artículos.

Art. 14.- Los ingenieros están al servicio de la sociedad. Por consiguiente, tienen la obligación de contribuir al bienestar humano dando importancia primordial a la seguridad y adecuada utilización de los recursos en el desempeño de sus tareas profesionales.

Art. 15.- Los ingenieros deben promover y defender la integridad, el honor y la dignidad de su profesión contribuyendo con su conducta a que el consejo público se forme y mantenga un cabal sentido de respeto hacia ella y sus miembros, basado en la honestidad e integridad con que la misma se desempeña.

- **Código de ética de la USS (Universidad Señor de Sipán).**

Ratificado por el consejo universitario con resolución rectoral N° 0851- 2017. A continuación, lo más importante de las primeras páginas anexo.

Art. 1. – Finalidad: Proteger el derecho a la vida, la salud, la intimidad, la dignidad, y el bienestar de las personas que participan en una actividad de investigación científica, ciñéndose a los acuerdos suscritos por nuestro país en la materia.

Art. 2. – Objetivo: definir los principios éticos que orientan la actividad investigativa y su gestión, por las autoridades, investigadores, docentes, estudiantes y egresados de la USS.

Art. 3. – Alcance: es de cumplimiento obligatorio para todas las autoridades académicas, administrativas, docentes, estudiantes y egresados y administrativo de la Universidad Señor de Sipán.

2.6.4. Criterios de rigor científico

Esta investigación está regida a los siguientes criterios de rigor científico.

- **Valor de la verdad:** Llamada también credibilidad, implica en que la investigación tiene que ser creíble, a través de argumentaciones confiables y demostrable en los resultados del estudio en sincronía con el proceso de investigación.
- **Transferibilidad:** Los resultados del presente estudio no pueden ser utilizados, transferidos, ni aplicados para otros contextos o ámbitos de acción.
- **Dependencia:** Este criterio hace referencia al nivel de consistencia de los resultados y hallazgos en el estudio.
- **Confiabilidad:** La investigación tiene que tener una extensión de la garantía, donde se compruebe que todos los datos usados en el proceso de desarrollo no fueron manipulados.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

III. RESULTADOS

3.1. Determinaremos las especificaciones que deberá tener la prótesis para poder lograr la satisfacción de las necesidades del usuario.

3.1.1. Identificación de las necesidades del usuario.

En este punto se detalla el proceso utilizado del diseño de la prótesis electromecánica. Para ello va a utilizar la metodología del despliegue de la función de calidad (QFD), para así poder asegurar que la prótesis puede adaptarse a las necesidades y requerimientos del usuario.

Para identificar estas necesidades se utilizó el método de la recolección de datos por medio de encuestas, libros, tesis, revistas, etc. en la siguiente tabla se muestra las necesidades que fueron identificadas.

Tabla 6: Necesidades del usuario

N°	Necesidades
1	Movimientos de flexión y extensión de los dedos.
2	Agarres cilíndricos.
3	Prensión en pinza.
4	Fuerza de sujeción adecuada.
5	Sistema de control.
6	Estética.
7	Liviana
8	Resistente.
9	Funcional para trabajo de oficina y actividades cotidianas en casa.
10	Dimensiones adecuadas.
11	Bajo costo

Fuente: Elaboración propia.

3.1.2. Identificación de las características técnicas.

En la siguiente tabla se podemos observar una lista de las especificaciones técnicas que se proponen para poder satisfacer las necesidades del usuario.

Tabla 7: Características técnicas.

N°	Necesidades	Características técnicas	Unidades
1	1	Mecanismos para los dedos	Mínimo 01 G.D.L.
2	2	Fuerza en los actuadores	Mínimo 30 Newton.
3	3	Control EMG.	Mínimo 2 señales.
4	4	Estética	---
5	5	Peso	Máximo 1 kg.
6	6	Material	F.S mínimo 1.2.
7	7	Duración de la batería.	Mínimo 3 horas
8	8	Ergonómica	---
9	9	Costo de fabricación	Máximo 10000 s/.

Fuente: Elaboración propia.

3.1.3. Matriz QFD.

En la tabla 8, se muestra el despliegue de la función de calidad que se efectuó para el prototipo de la prótesis electromecánica de mano.

SIMBOLOGÍA		
■	Relación fuerte	
□	Relación moderada	
▲	Relación baja	
▼	El objetivo es reducir	
▲	El objetivo es aumentar	
X	Existe un valor objetivo	

Tabla 8: Matriz QDF

				Columna	1	2	3	4	5	6	7	8	9
				Dirección de mejora: Reducir (▼), Aumenta (▲), u objetivo(X).	▲	▲	▲	X	▼	▲	▲	X	▼
Fila	Relación máxima	Importancia relativa	Importancia	Especificaciones técnicas / Necesidades del usuario	Mecanismo para dedos	Fuerza de actuadores	Control EMG	Estética	Peso	material	Duración de la batería	Ergonomía	Costo de fabricación
1	9	11	10	Flexión y Extensión			■	□	□	□	□	□	□
2	9	9,9	9,0	Agarre cilíndrico	■	□	□	□	▲	□	□	□	□
3	9	11	10	Prensión en pinza	■	□	□	□	▲	□	□	□	□
4	9	7,7	7,0	Fuerza de sujeción adecuada	□	■	▲	□	□	□	□	□	□
5	9	8,8	8,0	Mecanismo de control	▲		■	▲	□		▲	□	□
6	9	7,7	7,0	Estética	□		▲			□		□	□
7	9	6,6	6,0	Liviana	□	□	▲	□	■	■	□	□	□
8	9	6,6	6,0	Durable	□	□	▲	□	□	■	□		□
9	9	5,5	5,0	Funcional para trabajo de oficina y actividades cotidianas en casa.	□	□	□	■	□	□	■	□	□
10	9	8,8	8,0	Fácil de usar	□	▲	■	▲	▲		▲	■	□
11	9	6,6	6,0	Dimensiones adecuadas	■	□	▲	□	▲	□	□	■	□
12	9	9,9	9,0	Asequible.	□	□	□	□	□	■	□	□	■
				Valor límite	1 G.D.L	40 Newton	2 señales	–	1 kg	F.S 12	2 Horas	–	10000 s/
				Dificultad 0=Fácil de lograr 10=Extremadamente difícil)	7.0	7.0	5.0	7.0	6.0	5.0	7,0	7,0	6.0
				Relación máxima en la columna	9,0	9,0	9,0	9,0	3,0	9,0	7,0	9,0	9,0
				Importancia	335,2	206,6	387,9	136,3	178,0	306,6	235,2	293,4	319,8

Fuente: Elaboración propia.

3.1.4. Resultados del análisis QDF

Una vez realizado el despliegue de calidad se procedió a ordenar las especificaciones técnicas según su el nivel de importancia, para así lograr que el diseño del prototipo de la prótesis electromecánica de mano se enfoque en la necesidad el cliente. En la tabla 09 lo podemos apreciar.

Tabla 9: Índice de importancia de las características técnicas.

N°	Importancia	Características técnicas
1	14,8	Control EMG.
2	12,8	Mecanismo para dedos.
3	12,2	Coste de fabricación.
4	11,7	Material.
5	11,2	Ergonomía.
6	9,0	Duración de la batería.
7	7,9	Fuerza de actuadores.
8	6,8	Peso.
9	5,2	Estética

Fuente: Elaboración propia.

3.1.5. Planteamiento del diseño de la prótesis

Una vez que identificamos las especificaciones técnicas y su importancia con relación a las necesidades del usuario, estas se clasifican en una estructura modular de acuerdo a su función, estos tienen cada uno su subsistema. Para la realización del diseño se enfocará en cada uno de los subsistemas, teniendo en cuenta que se debe cumplir con todas las especificaciones de diseño.

En la tabla 11 podemos observar la estructura escrita.

Tabla 10: Módulos, subsistemas y función del prototipo.

Módulo	Subsistema	Función
1.Estructura	Mecanismo de los dedos	Permite que todos los dedos tengan un movimiento muy parecido al de una mano humana.
	Actuador	Se encarga de brindar la movilidad y la fuerza necesaria al mecanismo.
	Palma	Es el armazón sobre en el que se encuentran todos los elementos que conforman la prótesis.
	socket	Elemento que nos brinda la sujeción de la prótesis al miembro del paciente.
2.Mano	Actuador	Se encarga de brindar la movilidad y la fuerza a la mano.
	Transmisión de potencia	Permite realizar los movimientos de extensión y pronación de los dedos, con fuerza adecuada.
	Rodamiento	Permite que el movimiento de la mano se realice
	Soporte de rodamiento	Brinda alojamiento de las partes móviles de la prótesis.
3.Fuente de energía	Batería	Provee energía.
	Cargador	Recargar batería.
4.Interfaz EMG	Sensor FSR	Obtiene las señales del musculares del usuario
	comunicación	Permite el intercambiar los datos entre el sensor y el controlador de prototipo.
5. Control.	Microcontrolador	Se encarga de realizar el control de los actuadores.
	PCB Arduino	Permite la interconexión de todos los elementos electrónicos que conforman el prototipo.

Fuente: Elaboración propia

3.2. Requerimientos y parámetros de diseño

3.2.1. Requerimientos para poder usar una prótesis

Los requerimientos que debe tener el paciente para poder usar una prótesis electromecánica son fundamentales, y no debe de ser obviados, ya que estos requerimientos serán factores muy importantes para así tener una prótesis de buen funcionamiento.

Estos son algunos de los requerimientos:

- Cicatriz distal: En este caso se debe tratar al hueso, el cual se lima para así poder impedir que haya puntas o algo que lastime. La parte amputada se debe estar cicatrizada con la finalidad de no obstaculizar el acople de la prótesis.
- Músculos fuertes: Para poder soportar el peso de la prótesis.
- Capaz de superar la prueba miográfica: Para que los sensores sean capaces de captar las señales de los músculos.
- Uso de prótesis anteriores: Primero se deben usas prótesis estéticas y mecánicas, para no tener problemas futuros.
- Los pacientes no deben de presentar problemas en su piel (alergias).
- Se debe capacitar al usuario para dar un buen uso a la prótesis.

3.2.2. Especificaciones de diseño

La prótesis electromecánica que se va a diseñar debe tener características físicas y geométricas parecidas a la de una mano humana.

En cuanto a su masa la mano humana tiene un promedio de 460g, entonces la prótesis electromecánica debe tener una masa parecida a esta, para poder cumplir con eso se utilizará un material ligero para su elaboración.

El diseño de la prótesis debe cumplir con las siguientes especificaciones:

- Debe tener un límite de movimientos.
- Debe tener la fuerza necesaria para sostener objetos de hasta 1kg.
- Debe tener un mecanismo de sujeción, el cual tendrá un ángulo de apertura máximo de 90° teniendo como referencia el ángulo formado entre los dedos pulgar e índice.
- Debe tener ergonomía.
- Debe tener un peso y un tamaño aproximado al de la mano humana.

3.2.3. Selección de la tecnología optima y descripción del proyecto

Para poder seleccionar una tecnología óptima para nuestro diseño de la prótesis, se utilizará la norma VDI 2221.

Se realizará una matriz morfológica con todas las funciones y así poder seleccionar un diseño ideal para la prótesis electromecánica de mano, teniendo en cuenta las siguientes funciones.

- Abastecimiento de energía: Es la función referente al elemento que abastecerá de energía al prototipo.
- Almacenamiento de energía: Es la función referente al elemento que almacenara la energía.
- Mecanismos de control: Es la función referente al elemento que se encargara de realizar los movimientos de la prótesis.
- Mecanismos de comunicación: Es la función referente al elemento que se encargara de la comunicación.
- Mecanismo de movimiento (actuadores). Es la función referente a los elementos que se encargaran de realizar los diferentes movimientos.
- Sujeción por forma: hace referencia al tipo de mecanismo que se va a usar para poder sujetar un objeto.
- Selección de fuerza de agarre: hace referencia a la selección de fuerza necesaria para sujetar un objeto.
- Movimiento de falanges: hace referencia al tipo de mecanismo que se va a usar para poder mover de las falanges.

La matriz se muestra en la tabla N° 12.

Tabla 11: Matriz morfológica.

Función principal	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Abastecimiento de energía		Electricidad	
Almacenamiento de energía	Batería de níquel e hidruro metálico (Ni/MH)	**Baterías** de gel.	**Baterías** de Níquel-Cadmio (Ni-Cd)
Mecanismos de control	Nanode	Arduino DUE	Rasberry pi
Mecanismos de comunicación	servomotor	Sensor Myoware	***Sensor FSR***
Mecanismo de movimiento(actuadores)	Motor DC	Servomotor	
Sujetar por forma	Mecanismo de apoyo de falanges	Mecanismo de falanges envolventes	
Selección a fuerza de agarre	Manual	Sensores FSR	
Mover falanges	Cuerdas y poleas	sensor Murata A01832	

Fuente: Elaboración propia.

3.2.4. Concepto solución

Tabla 12: Concepto solución.

Concepto de soluciones	Tipo de línea
Solución 1	
Solución 2	
Solución 3	

Fuente: Elaboración propia.

Una vez realizada la matriz morfológica se unieron las alternativas y se obtuvo las posibles soluciones, las cuales se dibujaron los bosquejos a mano, estas posibles soluciones son las que nos acercaran para poder optar por el mejor diseño.

- **Solución 01:** La primera solución del prototipo de la prótesis electromecánica de mano está conformada por una batería que es la encargada de almacenar la energía, una placa Nanode que es la encargada de controlar los movimientos que va a realizar dicha prótesis, por otro lado, tenemos el sensor Myoware que es el que se encarga de la comunicación, y como mecanismo de movimiento un servomotor SG90 el cual se encargara de mover los pequeños servomotores que están en cada falange de los dedos.

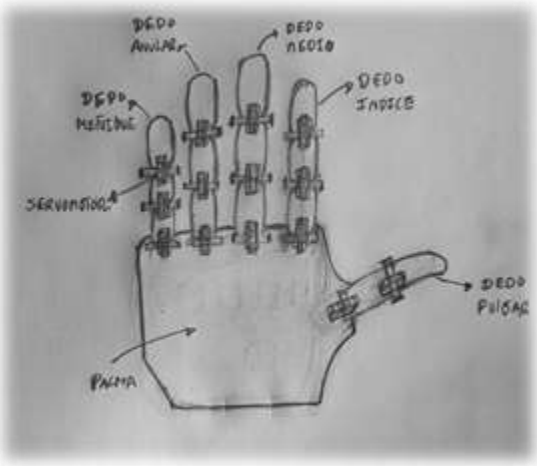


Figura 34: Prototipo de solución 01

Fuente: Elaboración propia

➢ **Solución 02:** La segunda solución del prototipo de la prótesis electromecánica de mano está conformada por una batería, como mecanismo de control tiene una placa rasberry pi, para la comunicación tiene un servomotor, para realizar los movimientos un pequeño motor DC, y para la sujeción de objetos tiene un mecanismo de apoyo de falanges, el cual su forma de agarre será de manera manual.

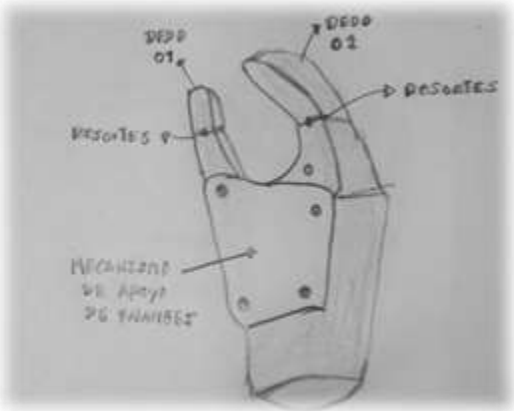


Figura 35: Prototipo de solución 02

Fuente: elaboración propia

➢ **Solución 03:** La tercera solución del prototipo es muy parecida a las anteriores, en este caso para el abastecimiento de energía contara con 03 baterías de Níquel-Cadmio (Ni-Cd), para el mecanismo de control se utiliza ARDUINO, por otro lado para la comunicación se utilizaran sensores FSR , como mecanismo de movimientos utilizara 05 servomotores SG90 es decir un servomotor para cada dedo, estos serán instalados en la palma de la mano, para el movimiento de los dedos se utilizará un mecanismo de falanges este estará conformado por cuerdas y poleas.

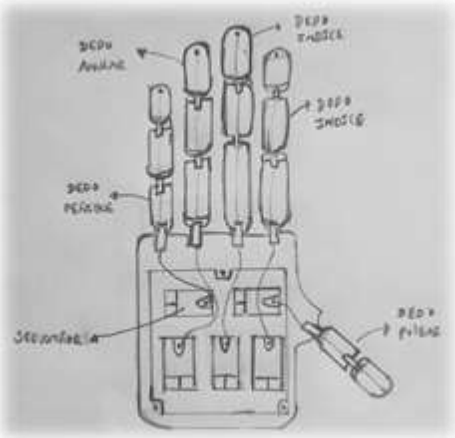


Figura 36: prototipo de solución 03.

Fuente: Elaboración propia.

- **Evaluación del concepto solución**

Se realizará la evaluación de los criterios técnicos y económicos de las tres posibles soluciones, para así poder encontrar cual es la solución ideal para el diseño.

Los criterios que se van a tomar en cuenta son los siguientes:

0 = No aceptable

1 = Mínimo aceptable

2 = Suficiente

3 = Satisfactorio

4 = Muy satisfactorio

Tabla 13: Evaluación del concepto solución.

EVALUACIÓN DEL CONCEPTO DE SOLUCIÓN				
CRITERIOS TÉCNICOS Y ECONÓMICOS	**SOLUCIÓN**			**SOLUCIÓN IDEAL**
	1	**2**	**3**	
Buen uso de energía	3	3	3	4
Seguridad	2	2	3	4
Rapidez de movimientos	3	2	3	4
Funcionalidad	2	1	3	4
Manipulación	3	2	3	4
Cumplimiento de los requerimientos	2	1	3	4
Fácil adquisición de material de trabajo	3	3	3	4
Costo de Tecnología	2	3	2	4
Productividad	3	1	3	4
Fácil montaje	1	2	3	4
Numero de operarios	2	2	2	4
Fácil mantenimiento	2	3	3	4
posibilidad de automatización	3	3	3	4
costos de operación	1	3	2	4
Total	**32**	**31**	**39**	**56**
Evaluación (%)	**0.5714**	**0.5536**	**0.6964**	**1**

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 14: Evaluación del valor técnico.

DISEÑO MECÁNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										
Valor Técnico (yi)										
Proyecto: Diseño de una prótesis electromecánica para personas con amputación de mango funcional de la mano.										
Criterios de evaluación para diseños en base de conceptos y proyectos										
	Variantes de proyecto		**Solución S1**		**Solución S2**		**Solución S3**		**Solución Ideal**	
N°	**Criterios de Evaluación**	**g**	**p**	**g*p**	**p**	**g*p**	**p**	**g*p**	**p**	**g*p**
1	**Rendimiento**	4	3	12	2	8	3	12	4	16
2	**Funcionalidad**	4	2	8	2	8	3	12	4	16
3	**Forma**	4	3	12	2	8	4	16	4	16
4	**Diseño**	4	3	12	3	12	3	12	4	16
5	**Fabricación**	4	2	8	3	12	3	12	4	16
6	**Montaje**	4	2	8	3	12	3	12	4	16
7	**Uso**	4	3	12	2	8	3	12	4	16
8	**Mantenimiento**	4	2	8	3	12	4	16	4	16
9	**Seguridad**	4	3	12	3	12	3	12	4	16
10	**Transporte**	4	3	12	3	12	3	12	4	16
11	**Ergonomía**	4	4	16	2	8	3	12	4	16
	Puntaje Máximo	44	30	120	28	112	35	140	44	176
	Valor Técnico (yi)			**0.682**		**0.636**		**0.795**		**1**

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 15: Evaluación del valor económico.

DISEÑO MECÁNICO - EVALUACIÓN DE PROYECTOS										
Valor Económico (xi)										
Proyecto: Diseño de una prótesis electromecánica para personas con amputación de mango funcional de la mano.										
Criterios de evaluación para diseños en base de conceptos y proyectos										
Variantes de proyecto			**Solución S1**		**Solución S2**		**Solución S3**		**Solución Ideal**	
N°	**Criterios de Evaluación**	**g**	**p**	**g*p**	**p**	**g*p**	**p**	**g*p**	**p**	**g*p**
1	Costo de materiales	4	3	12	2	8	3	12	4	16
2	Costo de fabricación	4	2	8	3	8	3	12	4	16
3	Costo de mantenimientos	4	2	12	3	8	4	16	4	16
4	Costo de mano de obra	4	2	12	3	12	3	12	4	16
	Puntaje Máximo	**16**	**9**	**44**	**11**	**36**	**14**	**56**	**16**	**64**
	Valor Económico (xi)			**0.687**		**0.562**		**0.875**		**1**

Fuente: Elaboración propia.

En el grafico mostrado en la **figura 37** podemos observar la evaluación técnico – económica de las tres soluciones propuestas, obtenido como resultados que la solución 03 es la que más se aproxima a la ideal, entonces desde este momento nos basaremos en estos resultados y diseñaremos el prototipo en base a nuestra solución 03.

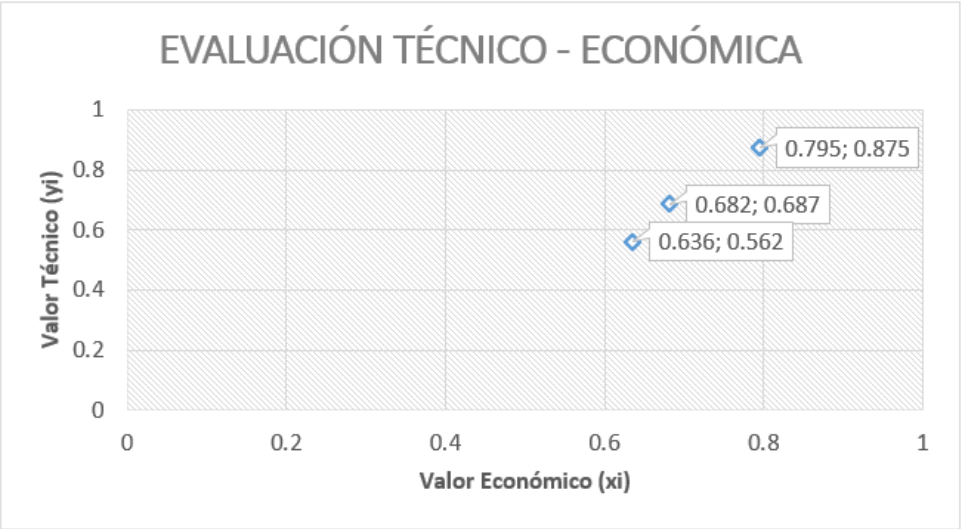


Figura 37: Grafico de dispersión técnico – económica.

Fuente: Elaboración propia.

3.3.Diseño del mecanismo que permitirá la realización de los movimientos básicos como son, flexión, Extensión de los dedos, agarre en pinza y agarre.

3.3.1. Diseño geométrico del dedo índice.

Según los estudios realizados y presentados por Ceccareli, en el cual usó diversos métodos matemáticos, nos dice que hay una relación entre la posición del dedo anular y las falanges del dedo índice, al realizar el agarre cilíndrico.

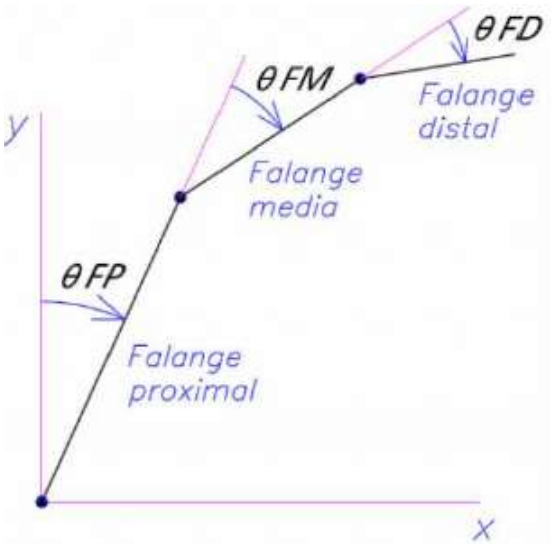


Figura 38: Esquema de los ángulos de un dedo en movimiento.

Fuente: (Lozano, 2019).

Las ecuaciones que se muestran a continuación fueron obtenidas por medio de un análisis del comportamiento de la falange proximal el dedo índice y sometido a diferentes flexiones y extensiones, dando como resultados funciones repetidas cuando se efectúa el agarre cilíndrico.

$$\theta_{FM} = \frac{3}{2}\theta_{Fp}$$ Ecuación (1)

$$\theta_{FD} = \frac{7}{12}\theta_{Fp}$$ Ecuación (2)

$$\theta_{FD} = \frac{3}{2}\theta_{FM}$$ Ecuación (3)

En la figura 39 podemos observar las relaciones que se mostraron anteriormente, pero en este caso se visualiza los instantes en que el dedo se movió, estos movimientos serán de mucha ayuda para poder realizar el diseño de la prótesis, los dibujos se realizaron gracias al software AutoCAD.

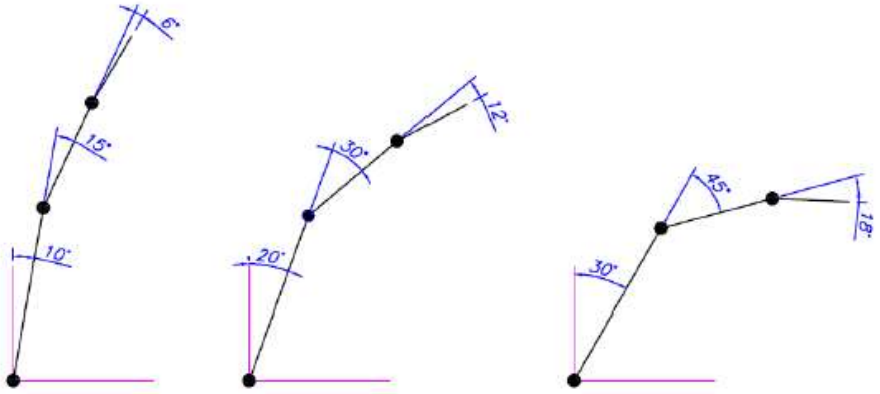


Figura 39: Instantes de movimiento de un dedo.

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

En la figura 40 podemos observar los diferentes tipos de movimientos que realizo Ceccarelli, para poder obtener estos movimientos empleo fotografías en secuencia y videograbadores.

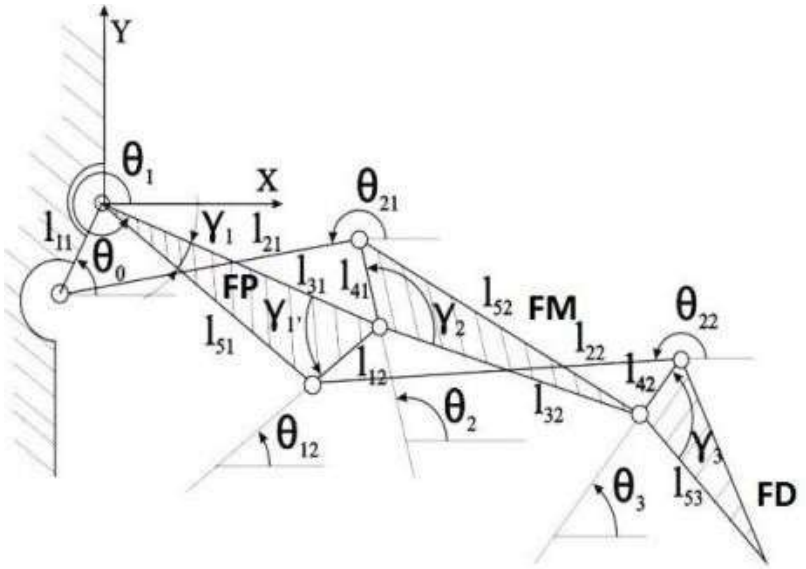


Figura 40: “Mecanismos de 01° de libertad que imitan los movimientos de un dedo”.

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

Se inicio con el análisis de la parte inferior del dispositivo con referencia a la falange proximal y media, en la figura 41 podemos observar una equivalencia vectorial de los movimientos.

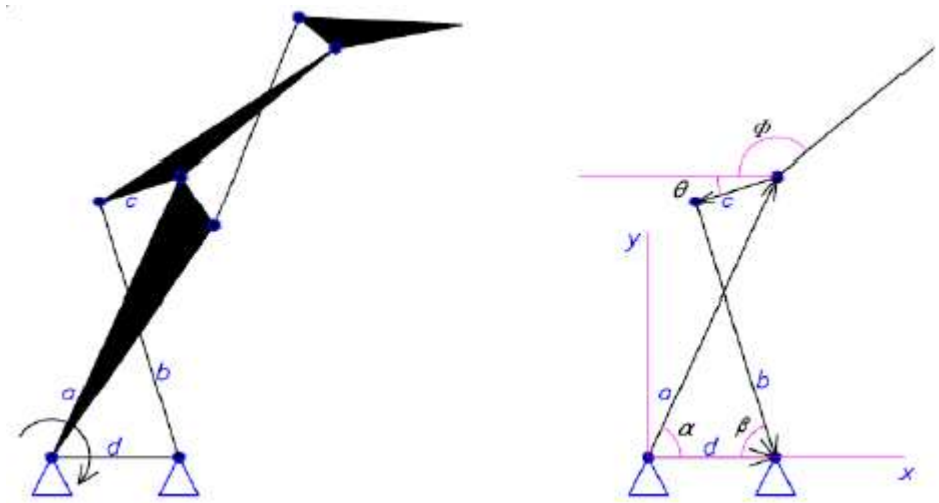


Figura 41: Equivalencia vectorial para analizar los movimientos de las falanges proximal y media.

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

Tomando como referencia a las notaciones de la figura 41, observamos que al sumar las proyecciones de todos los componentes vectoriales del eje X este debería ser cero. Consecuentemente:

$a \cos \propto - c \cos \theta + b \cos \beta = d$ Ecuación (4)

Por otro lado, si sumamos los componentes vectoriales del eje Y, este también debería ser cero:

$a\ sen \propto - c\ sen\ \theta = b\ sen\ \beta$ Ecuación (5)

Si reorganizamos y elevamos al cuadrado las ecuaciones (4) y (5) resulta:

$(d - a \cos \propto - c \cos \theta)^2 = (b\ cos\ \beta)^2$ Ecuación (6)

$(a\ sen \propto - c\ sen\ \theta)^2 = (b\ sen\ \beta)^2$ Ecuación (7)

Luego sumamos estas ecuaciones y nos da el siguiente resultado:

$$a^2 + d^2 + c^2 - 2da\cos\propto - 2dc\cos\ \theta - 2ac\cos\propto\cos\ \theta - 2ac\,sen\propto sen\ \theta = b^2$$

Ecuación (8)

Luego reorganizamos la ecuación 8 y simplificamos en:

$$\frac{d\cos\theta}{a} - \frac{d\cos\propto}{a} - \frac{a^2+b^2+c^2-b}{2ac} = \cos(\propto - \theta)$$ Ecuación (9)

A la ecuación (9), se le conoce como "Ecuación de Freudenstein" esta es usada para mecanismos de 04 barras.

Realizando los diversos cálculos para el diseño geométrico, se obtiene que la falange proximal será de 45mm como lo podemos ver en la figura 42, consecuentemente, se definieron los siguientes valores:

$$c = 10\ mm$$

$$d = 15\ mm$$

El término o expresión final lo podemos ver en la ecuación 10:

$$\frac{\cos\theta}{3} - 1.5\cos\propto + \frac{2350-b}{900} = \cos(\propto - \theta)$$ Ecuación (10)

Tabla 16: Lista de valores de Φ al variar θ.

		Longitud "b"					
		35		40		45	
		Φ	Φ	Φ	Φ	Φ	Φ
Ángulo (α)	10	-	-	44.3	159.3	15.0	130.0
	15	37.8	194.7	31.8	159.3	2.8	130.3
	20	28.9	191.1	19.4	159.4	-9.8	130.2
	25	15.6	191.9	7.0	159.5	-23.1	129.4
	30	6.4	188.6	-5.5	159.5	-37.1	127.9
	35	-5.8	188.3	-18.2	159.3	-52.1	125.4
	40	-18.2	188.2	-31.1	158.9	-68.9	121.1
	45	-30.8	188.3	-44.4	158.1	-88.9	113.6
	50	-43.5	188.5	-58.0	157.0	-	-
D.est Φ		2.38		0.84		5.91	

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

En la tabla 16 podemos observar que cuando “b” es igual a 40mm su ángulo Φ posee menos desviación estándar, por lo tanto, esta distancia sería muy buena para realizar el diseño. En la figura 42 podemos observar los valores encontrados.

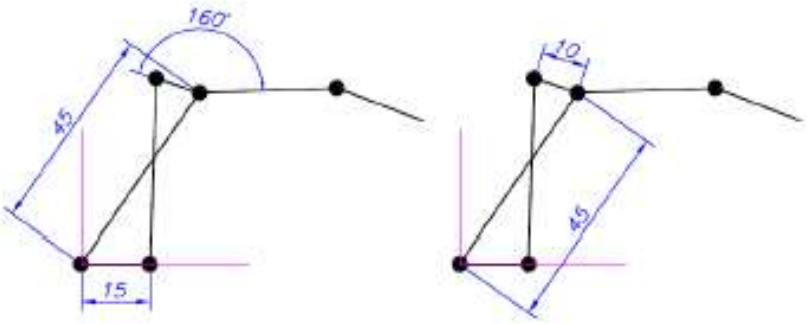


Figura 42: “Representación gráfica de mecanismo para las falanges proximal y media”.
Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

Para obtener los movimientos de la falange distal se estudia al mecanismo mostrado en la figura 43.

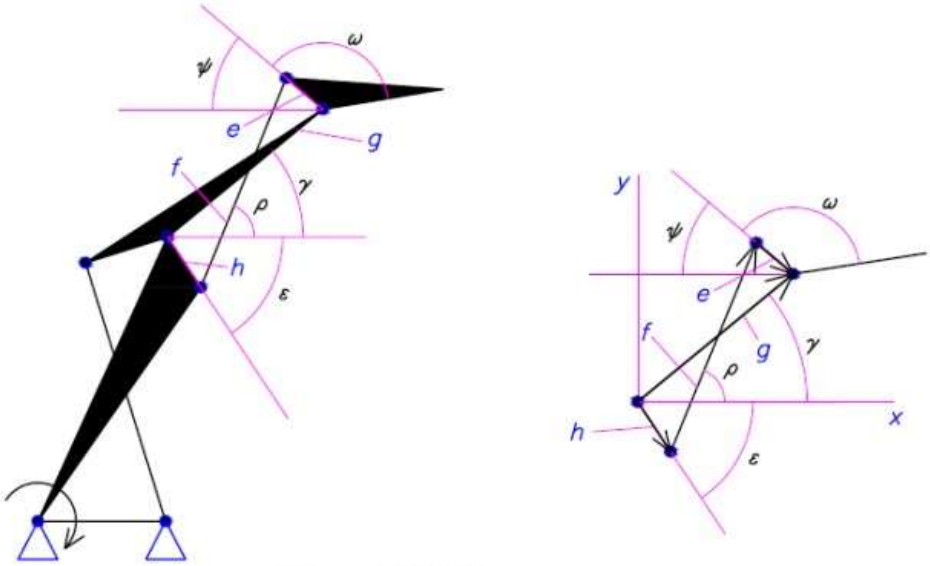


Figura 43: Análisis vectorial de los movimientos de la falange media y distal.
Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

En la figura 44 observamos que al sumar todas las proyecciones vectoriales en el eje X esta nos debe de dar cero.

$h\cos\varepsilon + f\cos\rho + e\cos\psi = g\cos\gamma)$ Ecuación (11)

Las proyecciones vectoriales en el eje Y también deben de dar cero.

$f\ sen\,\rho - e\ sen\,\psi - h\,\text{sen}\,\varepsilon = g\,\text{sen}\,\gamma)$ Ecuación (12)

Realizamos el mismo proceso anterior, una vez reorganizada elevamos nuestra ecuación al cuadrado, sumamos y simplificamos y no da lo siguiente:

$f^2 = g^2 + h^2 + e^2 - 2gh\cos(\varepsilon + \gamma) + 2he\,cos(\varepsilon + \psi) - 2ge\,cos(\psi + \gamma)$

Ecuación (13)

Luego reemplazamos "g" igual a 30mm en la ecuación (13), y obtenemos los siguientes valores:

$$h = 5\,mm$$

$$e = 10\,mm$$

A continuación, obtenemos la ecuación (14), esta presenta variables como:

$\text{f} =$ Longitud de barra media.

$\varepsilon =$ Ángulo de giro respecto a la horizontal de la parte inclinada de la falange proximal.

$\gamma =$ Ángulo de giro de la falange media

$\psi =$ Ángulo de giro respecto a la horizontal de la parte inclinada de la falange distal.

$f^2 = 1025 - 300\ \cos(\varepsilon + \gamma) + 100\,cos(\varepsilon + \psi) - 600\,cos(\psi + \gamma$ Ecuación (14)

A esta ecuación se le realizara el mismo proceso que al anterior, se cambiara "γ" "y" "f" en la ecuación (14) y se fijara el ángulo "α" (45°) el cual está relacionado directamente con "ε ".

Tabla 17: Lista de valores de W al alterar ε.

		Longitud "b"					
		30		31		32	
		Φ	Φ	Φ	Φ	Φ	Φ
Ángulo (α)	55	-	-	44.3	159.3	15.0	130.0
	60	37.8	194.7	31.8	159.3	2.8	130.3
	65	28.9	191.1	19.4	159.4	-9.8	130.2
	70	15.6	191.9	7.0	159.5	-23.1	129.4
	75	6.4	188.6	-5.5	159.5	-37.1	127.9
	80	-5.8	188.3	-18.2	159.3	-52.1	125.4
	40	-18.2	188.2	-31.1	158.9	-68.9	121.1
D.est “w”		0.38		0.41		0.54	

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

En la tabla 17 se puede observar que cuando “f” es igual a 30mm el ángulo ε tiene menos desorientación estándar, por lo tanto, esta distancia sería muy útil para realizar el diseño.

3.3.2. Diseño geométrico del dedo pulgar

Para realizar el diseño geométrico de este dedo se cuenta con 02 opciones: La primera es usar una relación de movimientos angulares entre FM Y FP del de índice y la segunda es obtener una relación de los ángulos según los estudios realizados por Ceccarelli (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

Teniendo la relación (1) y la ecuación (9) reemplazamos los valores y se obtiene la siguiente ecuación.

$$0.43\cos\theta - 1.5\cos\alpha + \frac{1550-b}{700} = \cos(\alpha - \theta) \qquad \text{Ecuación (15)}$$

A esta ecuación se le realiza los mismos procesos de cálculos que fueron aplicados a los valores del dedo índice.

Tabla 18: Lista de valores de Φp al alterar αp.

		Longitud "bp"		
		32	35	38
		Φp	Φp	Φp
Ángulo ($\alpha\ p$)	10	158,4	141,1	123,4
	15	159.1	141.7	123,0
	20	159,9	142,3	122,7
	25	160,1	141,7	118,3
	30	160,4	141,1	116,8
D.est Φp		0,82	0,50	3,05

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

En la tabla 18 podemos observar que cuando "bp" es igual a 35 mm el ángulo Φp tiene menos desorientación estándar, por lo tanto, estas distancias serían las adecuadas para el diseño del dedo pulgar.

Al utilizar nuestra segunda opción, ya que tenemos que los ángulos de flexión máximos de las falanges del pulgar, entonces podemos suponer que en todo momento la relación de los ángulos es la misma.

$$\theta_{FMP} = \frac{9}{7}\theta_{FPP} \qquad \text{Ecuación (16)}$$

Utilizando la ecuación (16) y la relación anterior, obtenemos los siguientes resultados.

Tabla 19: Lista de valores de Φp al variar αp. (Segunda opción)

		Longitud "bp"			
		30	31	32	33
Ángulo (ap)	10	168.4	162,2	156,2	150,4
	15	167.9	161,9	155,9	150,1
	20	167.1	161,3	155,6	149,9
	25	166.4	160,6	154,8	148,8
	30	165,7	159,9	154,0	147,8
D.est "Φp"		1,09	0,94	0,92	1,07

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

En la tabla 19 podemos observar que cuando “bp” es igual a 32mm el ángulo Φp tiene menos desorientación estándar, por lo tanto, esta seria una distancia muy buena para nuestro diseño.

Para realizar el diseño del prototipo se basará en la primera opción puesto que esta esta basada en un estudio, mientras que la segunda solo esta basada en una suposición.

3.3.3.1. Diseño de los dedos por resistencia

En esta parte del diseño, se realizará modificaciones de los datos encontrados, estas van a proporcionar medidas con numero enteros y no decimales, estos datos también se van a redondear para una mejor comodidad del diseño, en las figuras 44 y 45 podemos observar las medidas finales para el dedo pulgar e índice.

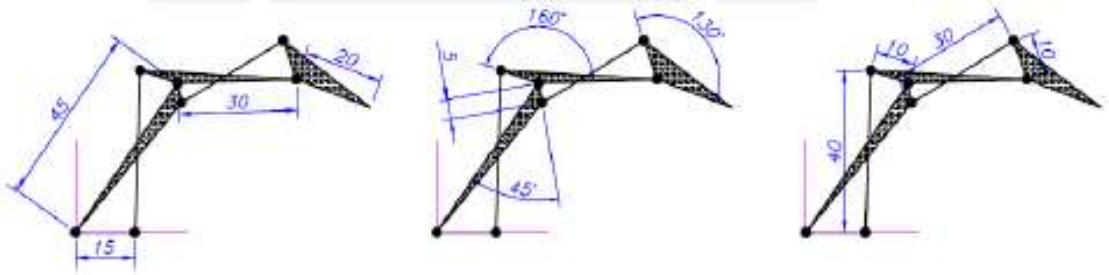


Figura 44: Medidas finales del dedo índice.

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

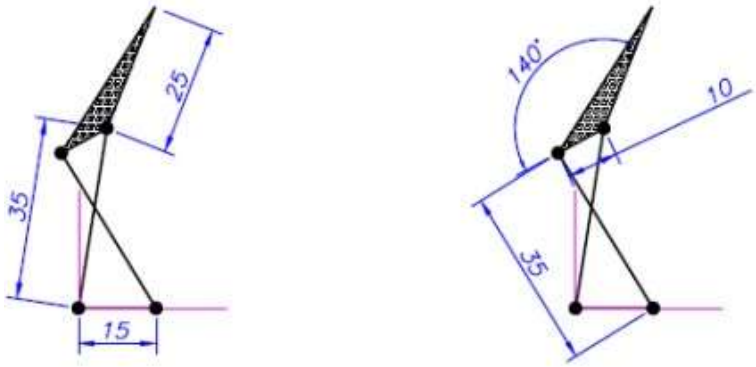


Figura 45: Medidas finales del dedo pulgar.

Fuente: (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

Grinyagin en su estudio presentado nos muestra la relación angular de los angulos $\boldsymbol{\theta_{FDP}}$ (es la junta inter falángica del dedo pulgar) y $\boldsymbol{\theta_{FPI}}$ (es la junta metacarpo falángica del dedo índice), la cual está entre 0.72 y 0.93, por lo tanto, se usa esta relación para obtener un rango de movimientos entre los ángulos de las falanges proximales de ambos dedos (Jáuregui Sullcahuamán, 2013).

$$0.72 \leq \frac{\theta_{FMP}}{\theta_{FPI}} \leq 0.93 \qquad \text{Ecuación (17)}$$

Como la relación que se usó para realizar el diseño del dedo pulgar fue la (1), esta se reemplazara en la (17) obteniendo la siguiente ecuación:

$$0.72 \leq \frac{3\frac{\theta_{FMP}}{2}}{\theta_{FPI}} \leq 0.93$$

$$0.48 \leq \frac{\theta_{FPP}}{\theta_{FPI}} \leq 0.62 \qquad \text{Ecuación (18)}$$

Se selecciona $\frac{\theta_{FPP}}{\theta_{FPI}} = 0.62$ como relación para el diseño.

3.3.3. Dimensiones de la prótesis electromecánica

3.3.3.2. Dimensiones de la mano

Las dimensiones de la mano lo podemos observar en la siguiente tabla, se ha considerado esas medidas ya que son 5 los servomotores que se van a utilizar para poder realizar los movimientos y por lo tanto necesitan espacio para ser instalados.

Se instalará un servomotor para casa dedo.

Tabla 20: Dimensiones de la mano de la prótesis.

Medidas en cm	DIMENSIONES PROMEDIO DE UNA MANO HUMANA	DIMENSIONES DE PROTOTIPO DISEÑADO
Longitud de la mano	17,67	19,07
Ancho de la palma	9,200	9,00
Dedo pulgar	5,98	5,91
Dedo índice	9,17	9,95
Dedo medio	10,21	10,57
Dedo anular	9,37	9,26
Dedo meñique	7,53	7,82

Fuente: Elaboración propia.

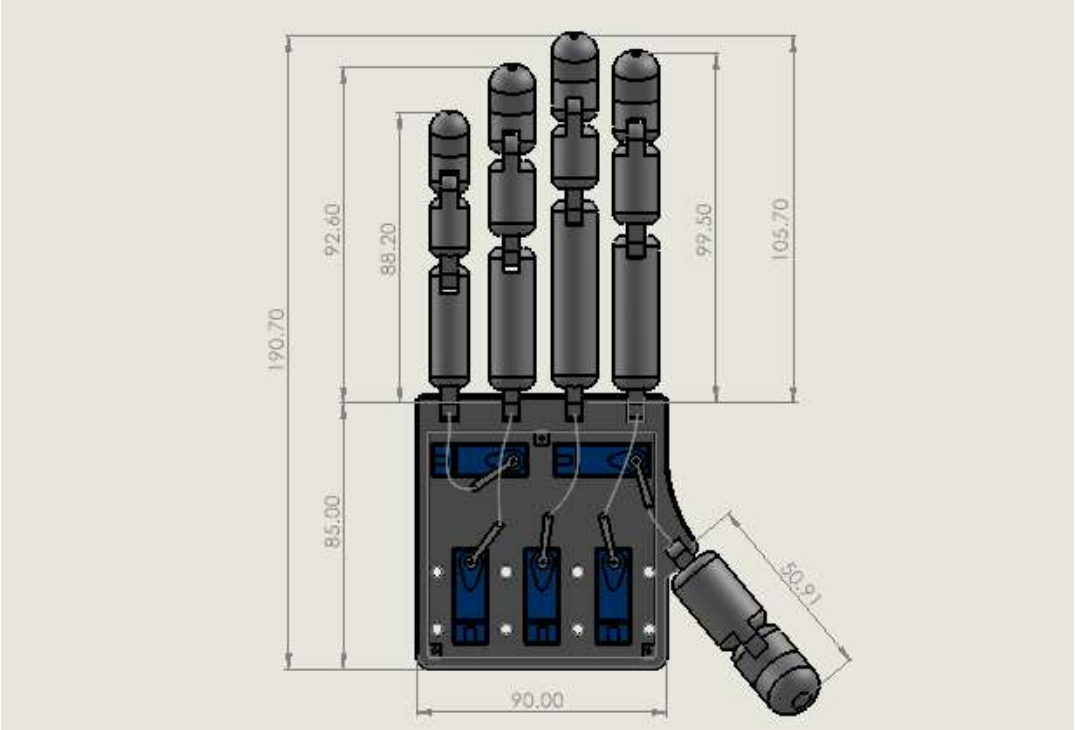


Figura 46: prototipo de prótesis electromecánica de mano.

Fuente: Elaboración propia.

3.3.3.3. Unión del prototipo al muñón del paciente.

Se realizara mediante un socket , para que asi la protesis pueda tener un mejor movimiento , ademas el usuario tendra la disponibilidad de adaptarlo de acuerdo a su comodidad ya que este contara con correas elásticas en la parte inferior del socket..

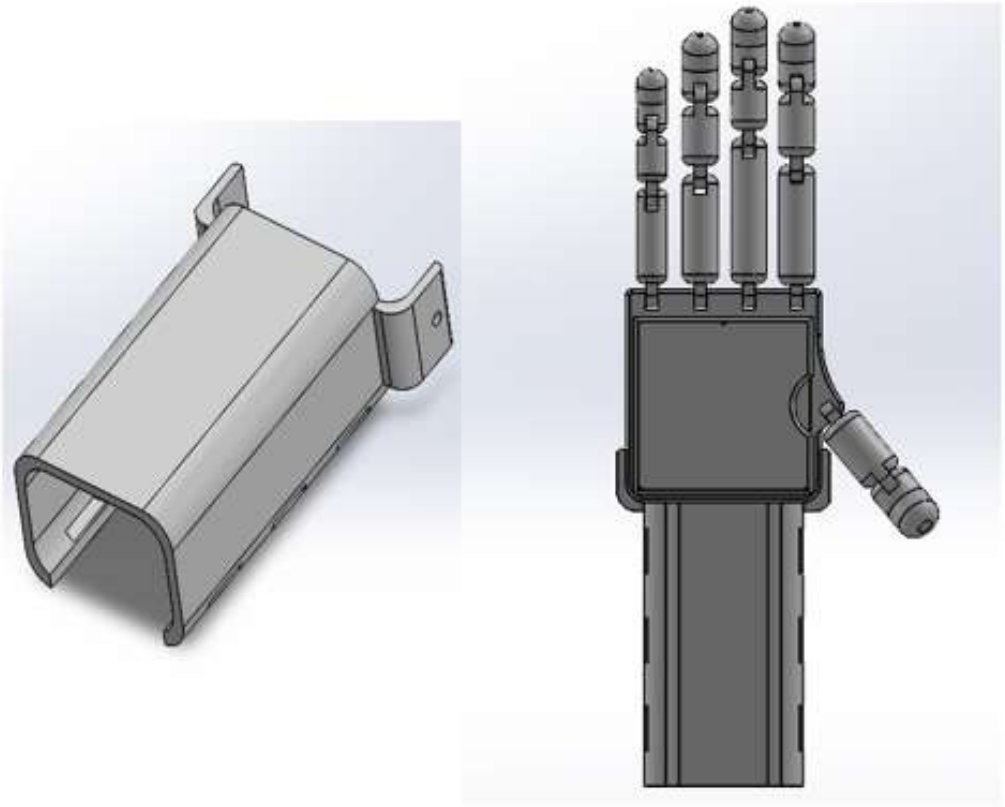


Figura 47: Socket para la unión del prototipo al muñón.

Fuente: Elaboración Propia.

3.3.3.4. Dimensiones de las falanges de los dedos

Las dimensiones de las falanges de los dedos lo podemos apreciar en las siguientes tablas.

Tabla 21: Dimensiones de las falanges de dedo pulgar.

Dedo Pulgar		
Falanges	Distal	Proximal
Dimensiones de	2.21	3,70
Ancho (cm)	2.5	2.5

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 22: Dimensiones las falanges del dedo índice.

Dedo Índice			
Falanges	Distal	Media	Proximal
Largo (cm)	2.4	3.20	5.35
Ancho (cm)	2.0	2.0	2.0

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 23: Dimensiones las falanges del dedo medio.

Dedo medio			
Falanges	Distal	Media	Proximal
Largo (cm)	2.30	2.90	6.37
Ancho (cm)	2.0	2.0	2.0

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 24: Dimensiones las falanges del dedo anular.

Dedo Anular			
Falanges	Distal	Media	Proximal
Largo (cm)	2.24	3.10	4.92
Ancho (cm)	2.0	2.0	2.0

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 25: Dimensiones de las falanges del dedo meñique.

Dedo meñique			
Falanges	Distal	Media	Proximal
Largo (cm)	2.02	2.70	4.10
Ancho (cm)	1.7	1.7	1.7

Fuente: Elaboración propia.

3.3.3.5. Análisis de resistencia de los dedos de la prótesis

Calcular la resistencia que debe tener la prótesis es muy útil ya que nos ayuda a determinar la fuerza máxima a la que se pueden someter los dedos. Utilizando un material ABSplus con una Resistencia elástica de 32Mpa, teniendo en cuenta los diferentes pesos en un día cotidiano de oficina.

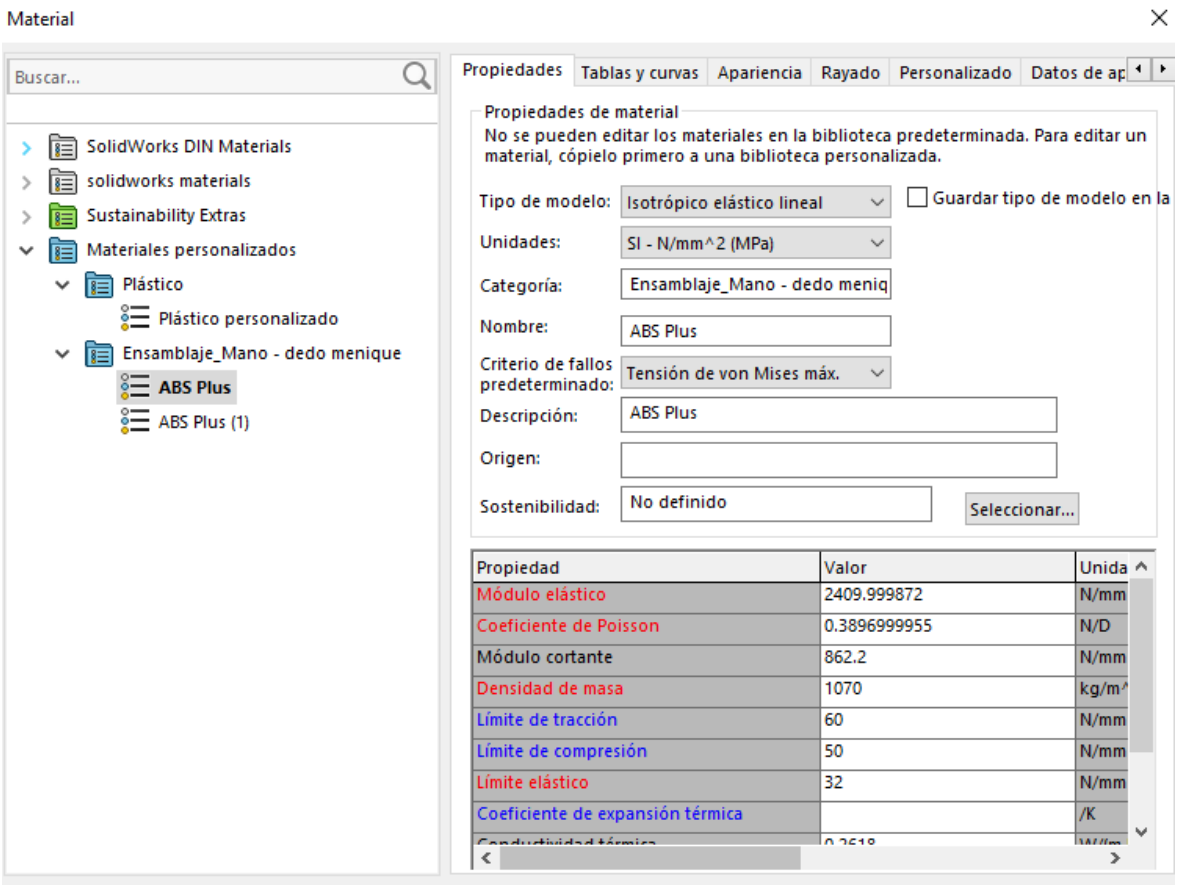


Tabla 26: Peso promedio de los objetos en un día de oficina.

Descripción	**Valor**	**Unidad**	**Conversión (N)**
Taza de Café	260	G	2.55
Jara de agua de 1 litro	1.2	Kg	11.772
Mochila o Maletín	3	Kg	29.43
Laptop	2.25	Kg	22.0725

Fuente: Elaboración propia.

Teniendo como posibilidad de tener un maletín o mochila llena con una laptop de trabajo, una jarra de agua, etc., simularemos con la suma de estos pesos teniendo 65.82 N en todos los dedos de la mano.

1. **Análisis de resistencia del dedo pulgar**

Mediante el software SolidWorks se realizó un análisis estático, como podemos observar en la figura 48, en donde se muestra que su tensión máxima es de 0.886 Mpa, este resultado está muy por debajo de los 32 Mpa del límite elástico del material elegido, la fuerza aplicada en el eje Z es de 65.82 N, está también será aplicada para los demás dedos.

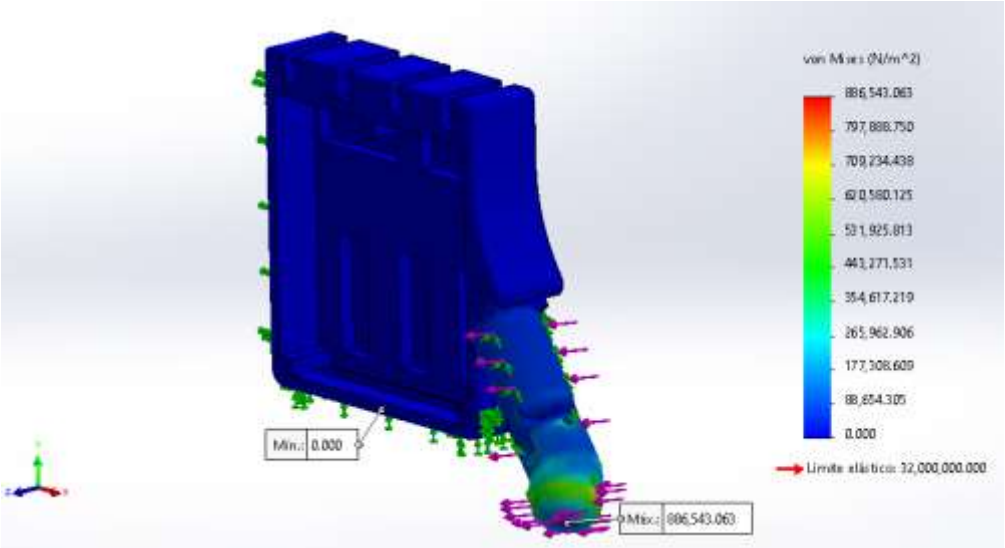


Figura 48: Análisis estático de tensiones del dedo pulgar.

Fuente: propia.

En la figura 49 se realizó el análisis de desplazamiento estático, en donde muestra un desplazamiento de 0.004 milímetros evidenciando que es plenamente confiable.

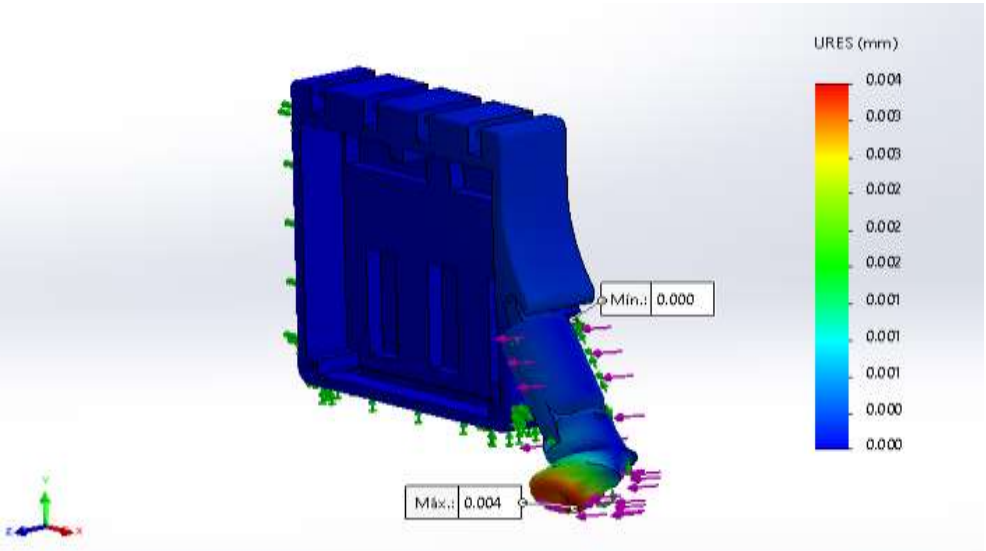


Figura 49: Análisis estático de desplazamientos del dedo pulgar.

Fuente: propia.

En la figura 50, se evidencia que el factor de seguridad mínimo según Von Mises es de 36.095; valor que brinda confiabilidad a nuestro diseño.

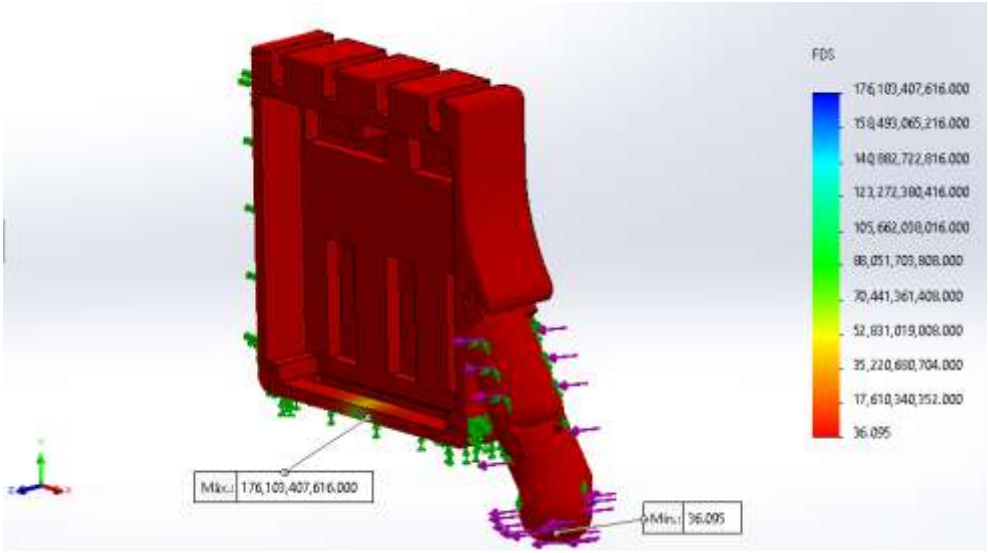


Figura 50: Análisis estático del factor de seguridad del dedo pulgar.

Fuente: Elaboración propia.

2. Análisis de resistencia del dedo índice.

Se realizó un análisis estático, como podemos observar en la figura 51, en donde se muestra que su tensión máxima es de 1.68 Mpa, este resultado está muy por debajo de los 32 Mpa del límite elástico del material elegido.

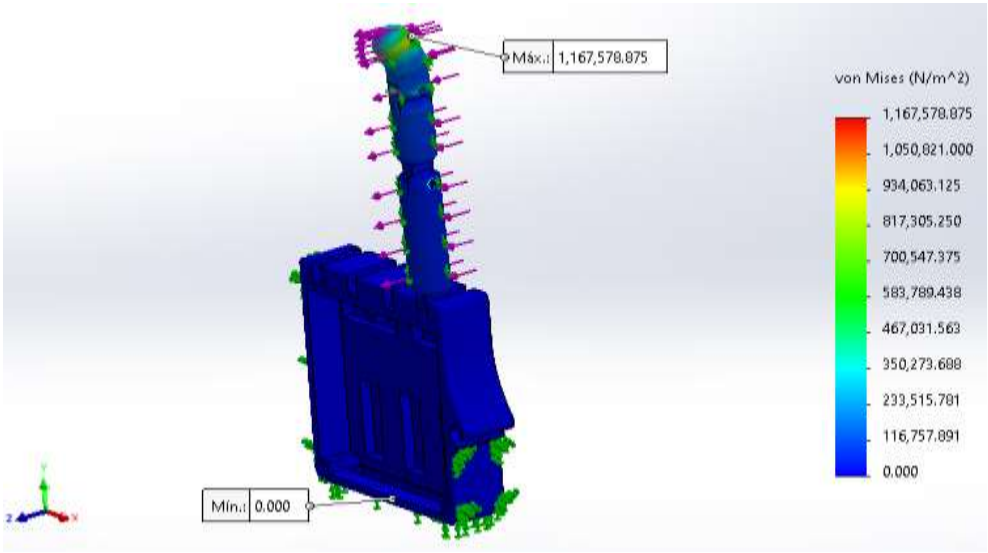


Figura 51: Análisis estático de tensiones del dedo índice.

Fuente: Elaboración propia

En la figura 52 se realizó el análisis de desplazamiento estático, en donde muestra un desplazamiento de 0.005 milímetros evidenciando que es plenamente confiable.

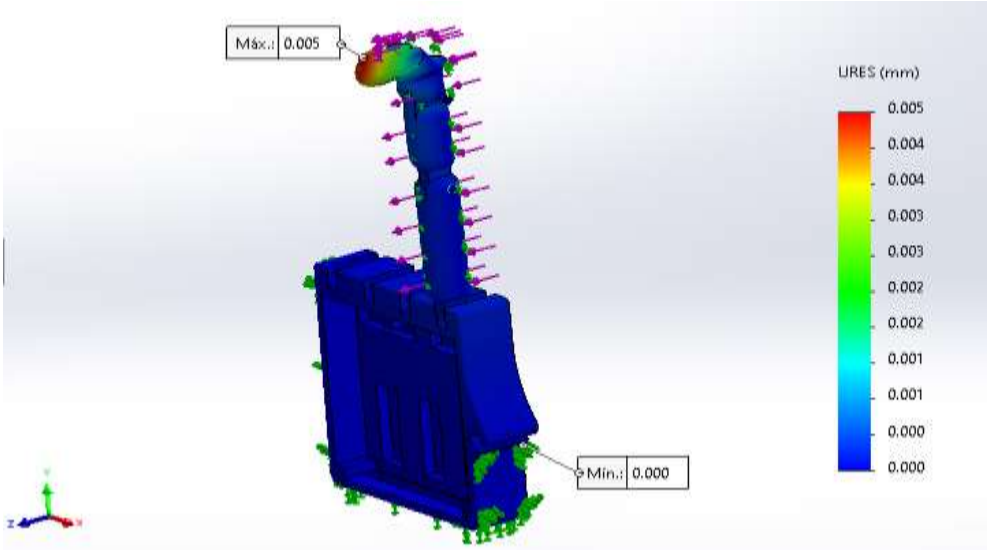


Figura 52: Análisis estático de desplazamientos del dedo índice.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 53, se evidencia que el factor de seguridad mínimo según Von Mises es de 29.2997; valor que brinda confiabilidad a nuestro diseño.

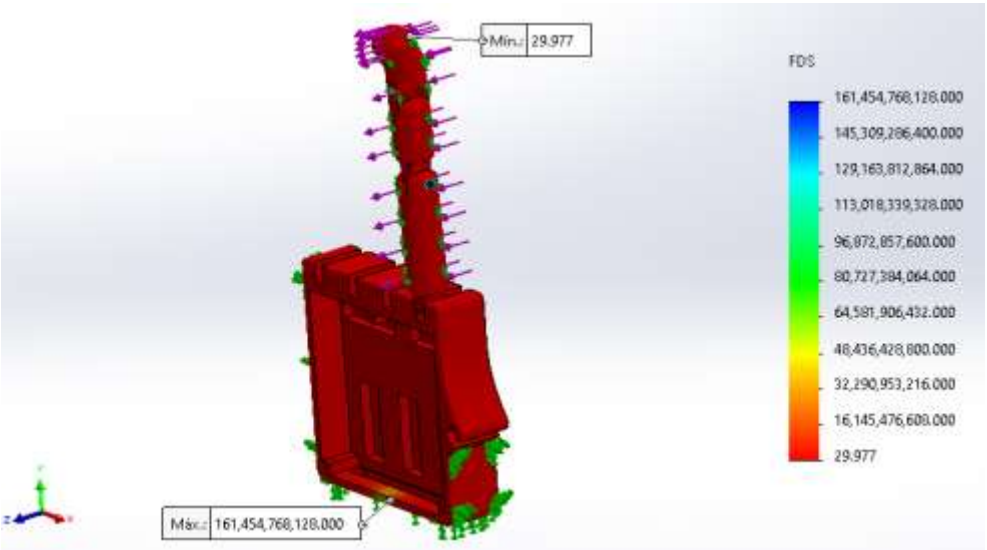


Figura 53: Análisis estático del factor de seguridad del dedo índice.

Fuente: Elaboración propia.

3. Análisis de resistencia del dedo medio

Se realizó un análisis estático, como podemos observar en la figura 54, en donde se indica que su tensión máxima es de 3.131 Mpa, este resultado está muy por debajo de los 32 Mpa del límite elástico del material elegido.

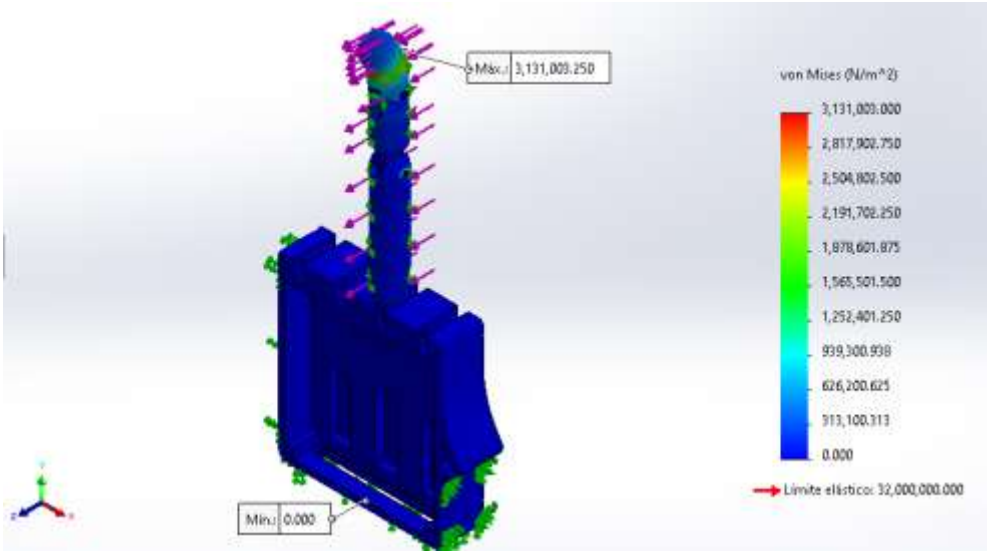


Figura 54: Análisis estático de tensiones del dedo medio.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 55 se realizó el análisis de desplazamiento estático, en donde muestra un desplazamiento de 0.020 milímetros evidenciando que es plenamente confiable.

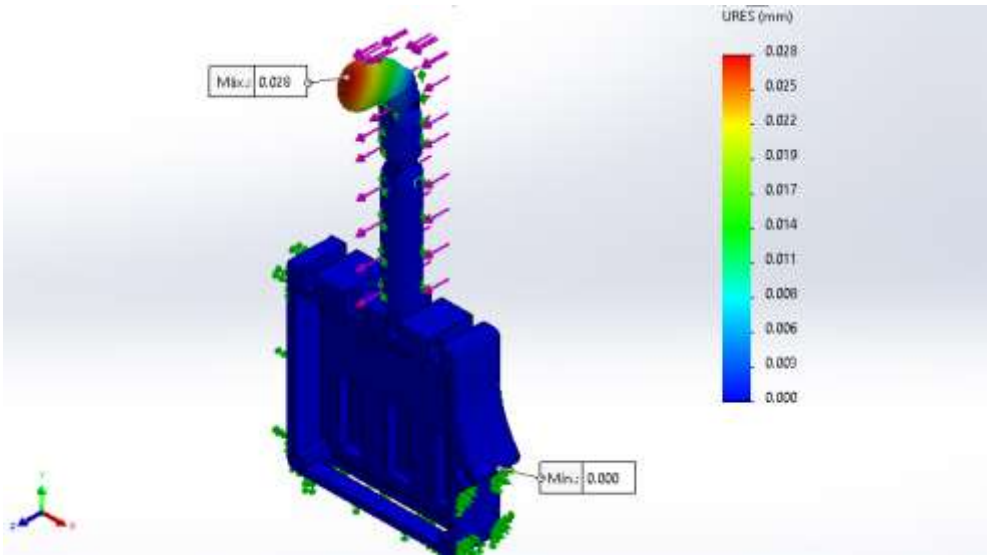


Figura 55: Análisis estático de desplazamientos del dedo medio.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 56, se evidencia que el factor de seguridad mínimo según Von Mises es de 10.222; valor que brinda confiabilidad a nuestro diseño.

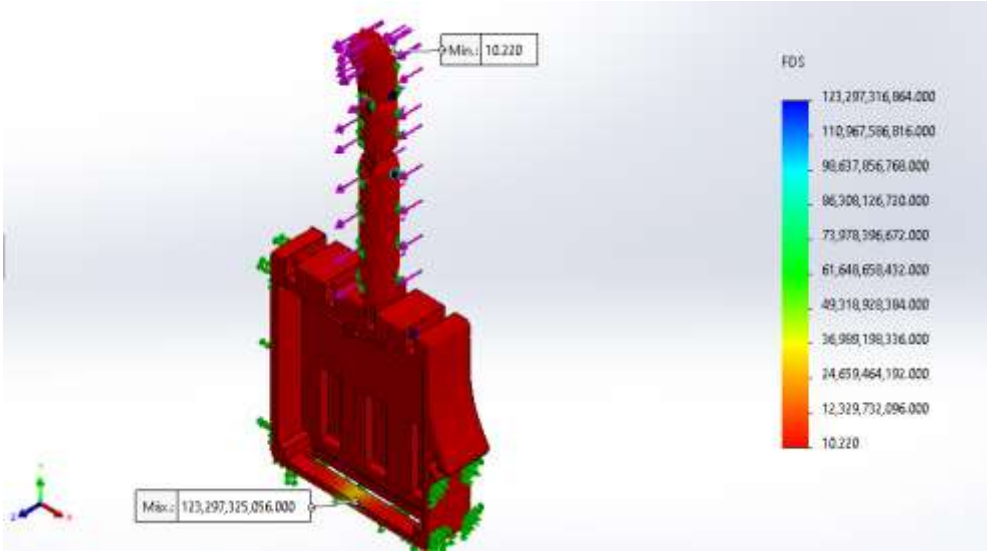


Figura 56: Simulación del número de seguridad del dedo medio.

Fuente: Elaboración propia.

4. Análisis de resistencia del dedo anular

Se realizó un análisis estático, como podemos observar en la figura 57, en donde se muestra que su tensión máxima es de 3.126 Mpa, este resultado está muy por debajo de los 32 Mpa del límite elástico del material elegido.

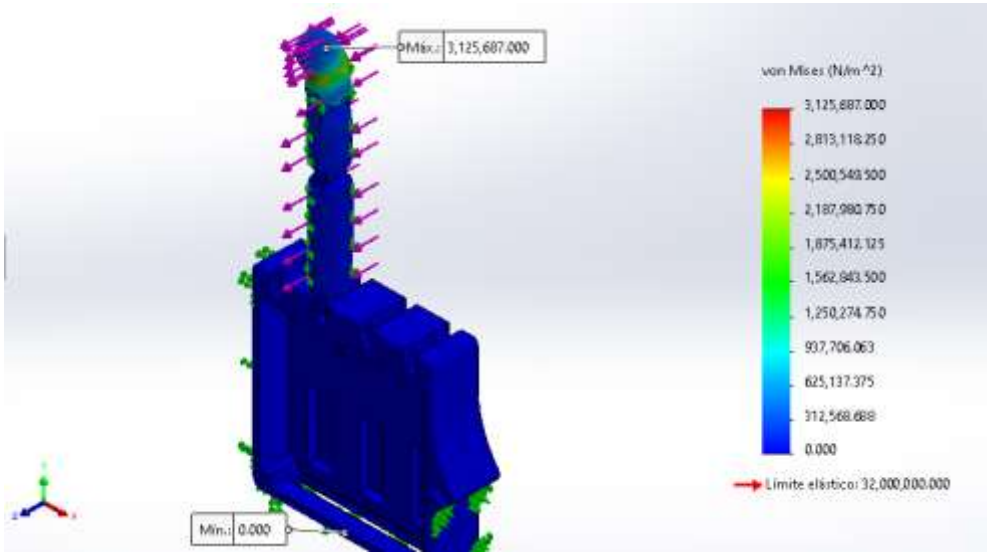


Figura 57: Análisis estático de tensiones del dedo anular.

Fuente: Elaboración propia

En la figura 58 se realizó el análisis de desplazamiento estático, en donde muestra un desplazamiento de 0.029 milímetros evidenciando que es plenamente confiable.

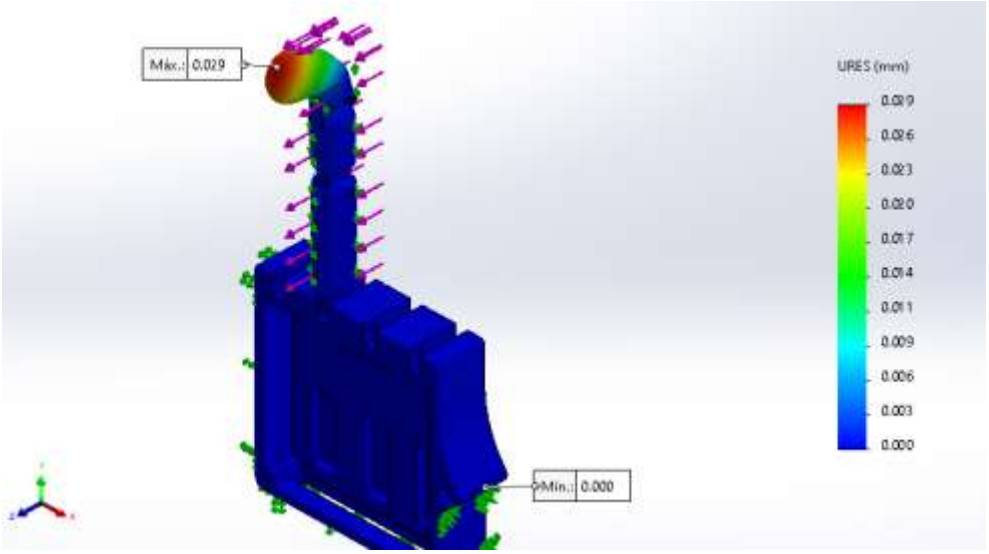


Figura 58: Análisis estático de desplazamientos del dedo anular.

Fuente: Elaboración propia

En la figura 59, se evidencia que el factor mínimo de seguridad según Von Mises es de 10.238; valor que brinda confiabilidad a nuestro diseño.

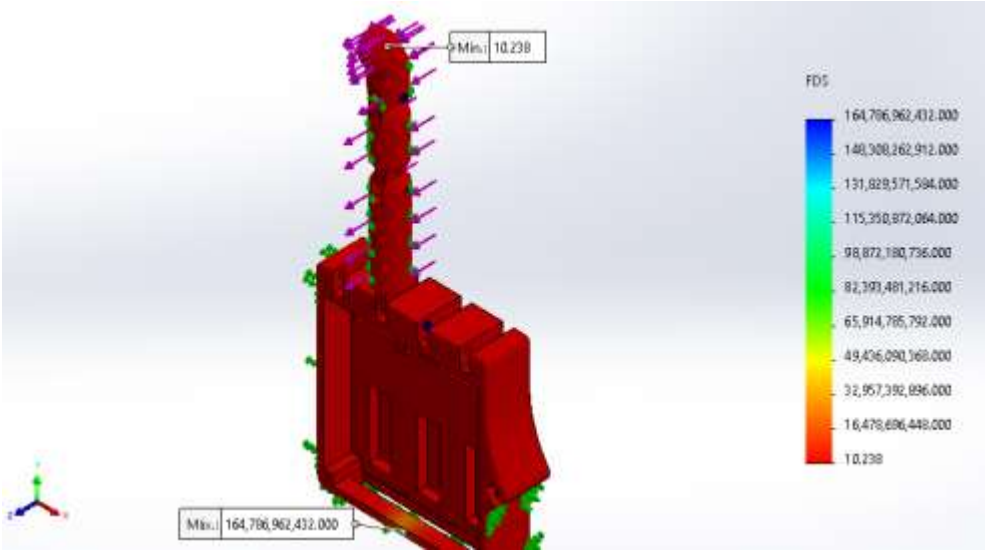


Figura 59: Simulación del número de seguridad del dedo anular.

Fuente: Elaboración propia.

5. Análisis de resistencia del dedo meñique

Se realizó un análisis estático, como podemos observar en la figura 60, en donde se indica que su tensión máxima es de 4.471Mpa, este resultado está muy por debajo de los 32 Mpa del límite elástico del material elegido.

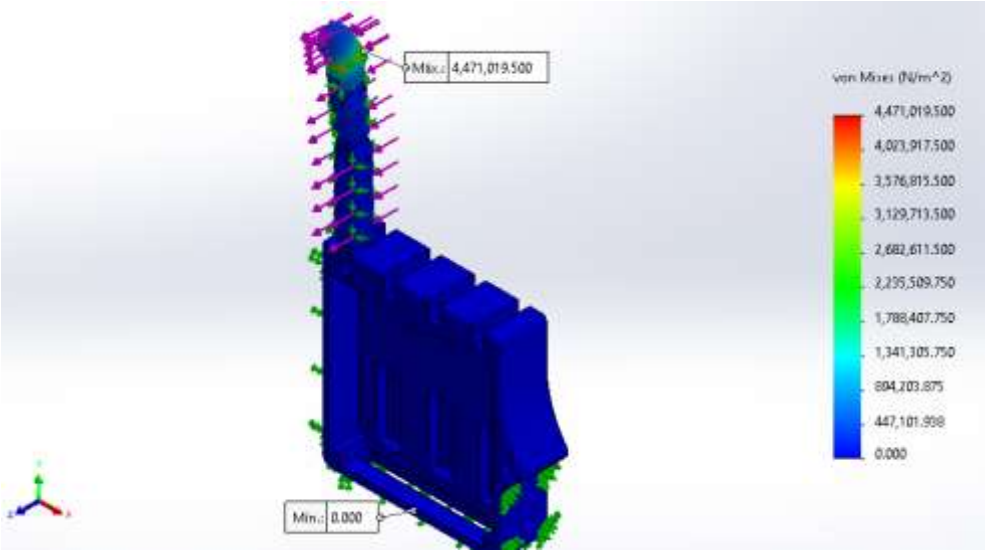


Figura 60: Análisis estático de tensiones del dedo meñique.

Fuente: Elaboración propia

En la figura 61 se realizó el análisis de desplazamiento estático, en donde muestra un desplazamiento de 0.038 milímetros evidenciando que es plenamente confiable.

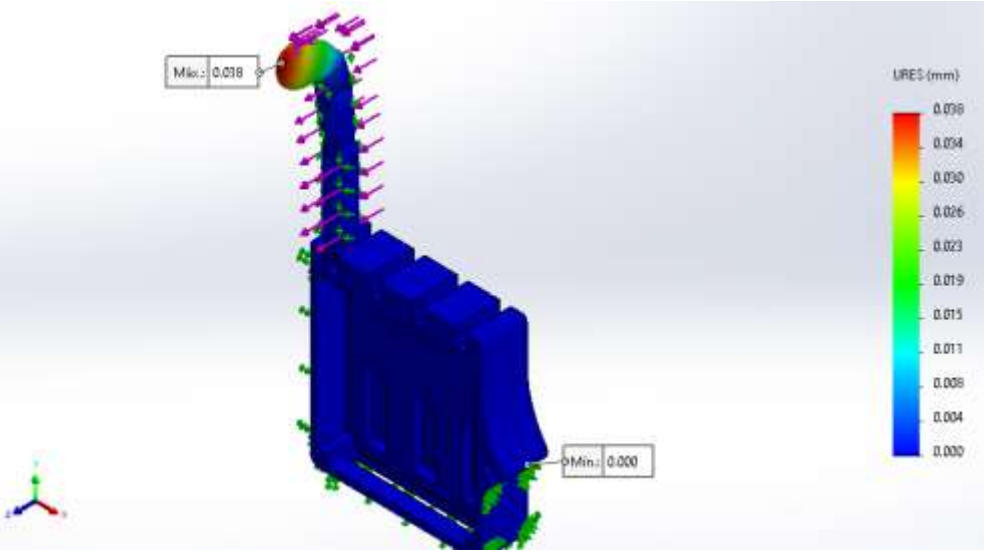


Figura 61: Análisis estático de desplazamientos del dedo meñique.

Fuente: Elaboración Propia

En la figura 62, se evidencia que el factor de seguridad mínimo según Von Mises es de 7.628; valor que brinda confiabilidad a nuestro diseño.

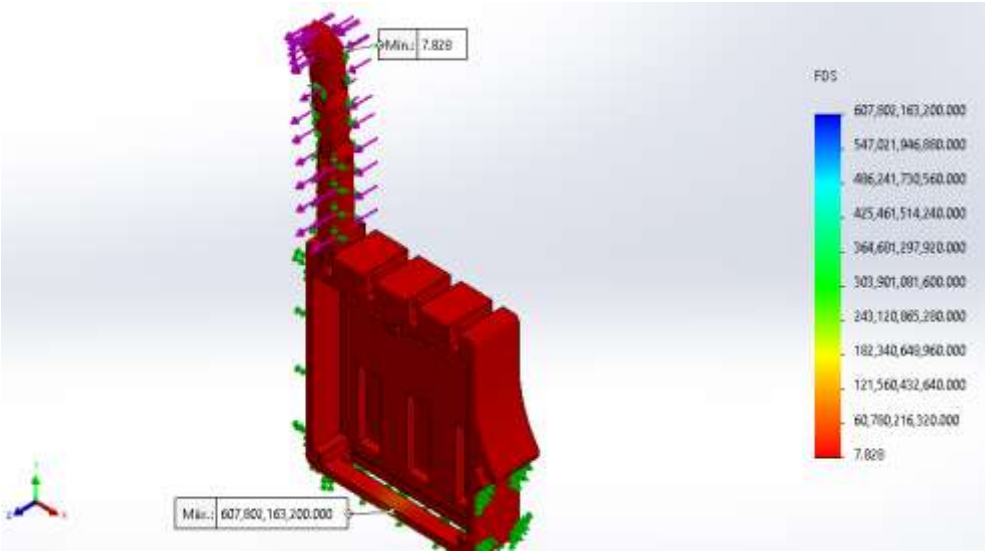


Figura 62: Simulación del número de seguridad del dedo meñique.

Fuente: Elaboración propia.

3.4. Diseño del sistema electrónico que nos permita accionar y controlar los movimientos de la mano electromecánica.

3.4.1. Diagrama de funcionamiento del sistema electromecánico

En la siguiente figura se muestra el esquema del circuito electrónico de la prótesis.

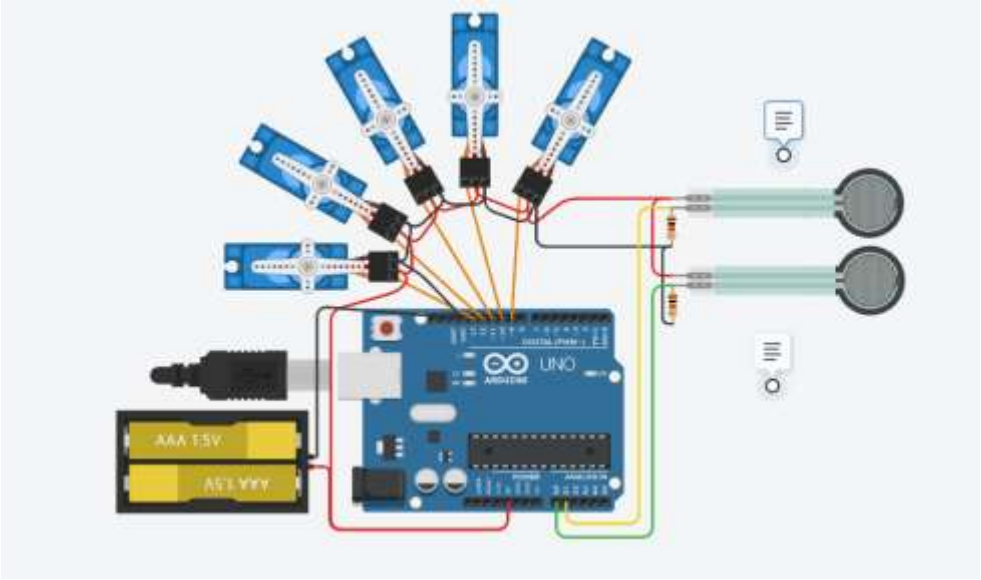


Figura 63: Esquema del circuito Electrónico realizado en Tinkercad

Fuente: Elaboración propia

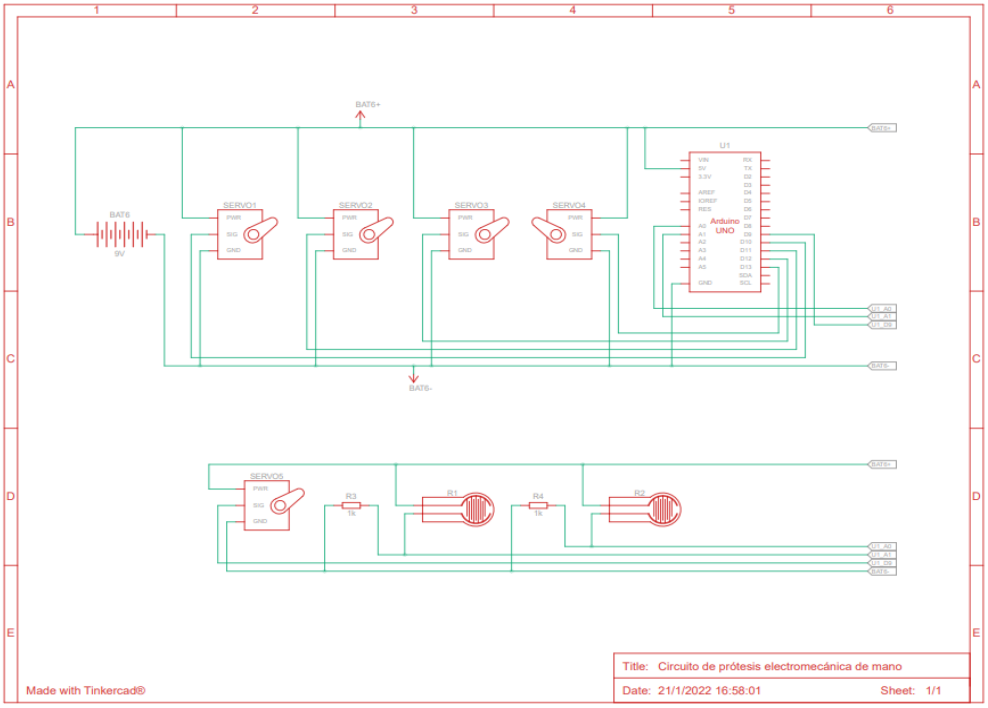


Figura 64: Plano de circuito electrónico.

Fuente: Elaboración propia.

3.4.2. Código de programación

Para realizar la programación del prototipo se usó el IDE de Arduino, lo primero que se realizo fue incluir la librería servo.h, a continuación se cran variables una para lectura y la otra para acción; luego se declaró los 05 servomotores y se asignó 1 pin para cada servomotor, una vez realizada la declaración se procedió a realizar las rutinas, la primera rutina que se realizo fue para el movimiento de extensión de los dedos para ello se colocó a todos los servomotores en 0°, luego se realizó rutinas para cada dedo , se inició con el dedo índice , para que realice la extensión se coloca los servomotores en 0° y para la flexión en 180° y así se prosiguió con los demás dedos , a continuación se realizó la rutina para el agarre en pinza , en donde los dedos índice y pulgar se flexionan hasta unirse y luego se extienden, para la rutina del agarre cilíndrico de coloca los servomotores en 0° para extensión y para flexión en 90° que es un punto intermedio.

circuito_edgar_mano_con_sensores_de_presi_n1 Arduino 1.8.19

Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

circuito_edgar_mano_con_sensores_de_presi_n1

```
#include <Servo.h>
int lectura1;
int lectura2;
int accion1;
int accion2;
Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;
Servo servo4;
Servo servo5;
int pinservo1 = 9;
int pinservo2 = 10;
int pinservo3 = 11;
int pinservo4 = 12;
int pinservo5 = 13;

void extension() {
  servo1.write(0);
  servo2.write(0);
  servo3.write(0);
  servo4.write(0);
  servo5.write(0);
}
void indice(char op) { //con 1 abre y con 2 cierra
  switch (op) {
    case 1:
      servo1.write(0);
      break;
```

```
    case 2:
      servo1.write(accion1);
      break;
  }
}
void corazon(char op) {
  switch (op) {
    case 1:
      servo2.write(0);
      break;
    case 2:
      servo2.write(accion1);
      break;
  }
}

void anular(char op) {
  switch (op) {
    case 1:
      servo3.write(0);
      break;
    case 2:
      servo3.write(accion1);
      break;
  }
}
void menique(char op) {
  switch (op) {
    case 1:
      servo4.write(0);
      break;
    case 2:
      servo4.write(accion1);
      break;
  }
}
void gordo(char op) {
  switch (op) {
    case 1:
      servo5.write(0);
      break;
    case 2:
      servo5.write(accion1);
      break;
  }
}
void flexion() {
  servo1.write(180);
  servo2.write(180);
  servo3.write(180);
  servo4.write(180);
  servo5.write(180);
}

void pinza() {
  indice(2);
```

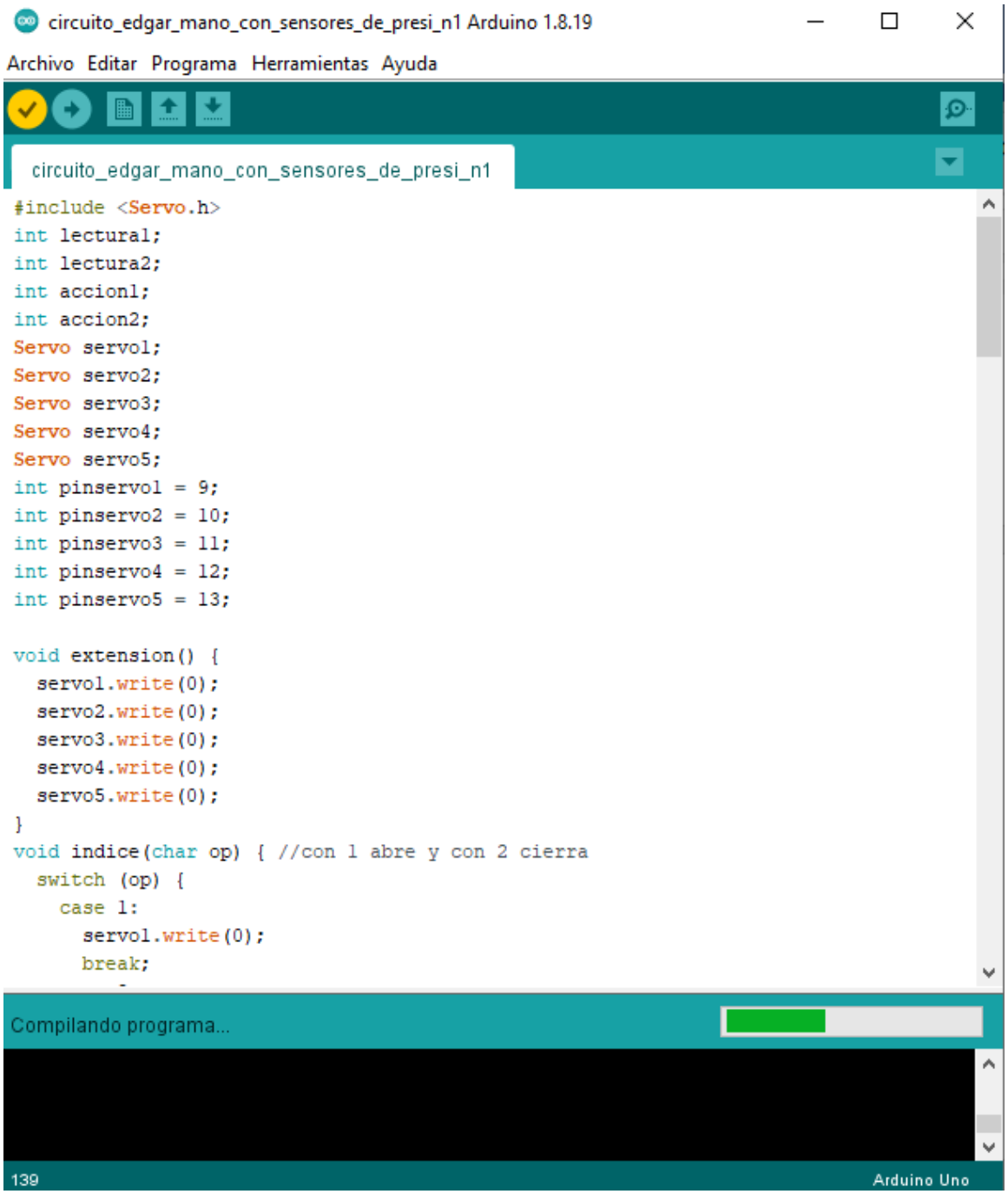
```
  gordo(2);
  delay(250);
  //indice(1);
  //gordo(1);
  servo2.write(0);
  servo3.write(0);
  servo4.write(0);
}

void cilindro() {
  servo1.write(accion1);
  servo2.write(accion1);
  servo3.write(accion1);
  servo4.write(accion1);
  servo5.write(accion1);
  delay(250);
  //servo1.write(0);
  //servo2.write(0);
  //servo3.write(0);
  //servo4.write(0);
  //servo5.write(0);
}

void setup() {
  servo1.attach(pinservo1);
  servo2.attach(pinservo2);
  servo3.attach(pinservo3);
  servo4.attach(pinservo4);
  servo5.attach(pinservo5);
  pinMode(pinservo1, OUTPUT);
  pinMode(pinservo2, OUTPUT);
  pinMode(pinservo3, OUTPUT);
  pinMode(pinservo4, OUTPUT);
  pinMode(pinservo5, OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
  extension();
}

void loop() {
  lectura1=analogRead(0);
  lectura2=analogRead(1);
  accion1=map(lectura1,0,400,0,180);
  Serial.print("accion1:");
  Serial.println(accion1);
  accion2=map(lectura2,0,400,0,3);
  Serial.print("accion2:");
  Serial.println(accion2);
  switch(accion2){
  case 0:
  flexion();
  delay(250);
  break;
  case 1:
  extension();
  delay(250);
```

```
  break;
  case 2:
  pinza();
  delay(250);
  break;
  case 3:
  cilindro();
  delay(250);
  break;
  }
}
```

139 Arduino Uno

3.4.3. Compilación de la programación

Después que se realiza la programación se procede a compilar el programa creado, al ejecutar esta compilación podremos verificar si los códigos programados presentan algún tipo de error, en el caso de presentar, el IDE de Arduino no muestra mensajes de error; en toda programación que se realice siempre se debe de realizar esta compilación antes de ser cargada a la placa del Arduino, esto nos ayudara a no tener problemas.



Como podemos observar culminada la compilación no se presentó ningún error, por lo tanto, se llega a la conclusión que la programación esta lista para ser ejecutada.

circuito_edgar_mano_con_sensores_de_presi_n1 Arduino 1.8.19

Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda

circuito_edgar_mano_con_sensores_de_presi_n1

```
#include <Servo.h>
int lectura1;
int lectura2;
int accion1;
int accion2;
Servo servo1;
Servo servo2;
Servo servo3;
Servo servo4;
Servo servo5;
int pinservo1 = 9;
int pinservo2 = 10;
int pinservo3 = 11;
int pinservo4 = 12;
int pinservo5 = 13;

void extension() {
  servo1.write(0);
  servo2.write(0);
  servo3.write(0);
  servo4.write(0);
  servo5.write(0);
}
void indice(char op) { //con 1 abre y con 2 cierra
  switch (op) {
    case 1:
      servo1.write(0);
      break;
```

Compilado

```
El Sketch usa 3922 bytes (12%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo
Las variables Globales usan 267 bytes (13%) de la memoria dinámica, dejando 1781 byt
```

139 Arduino Uno

3.4.4. Diagrama de flujo de la programación

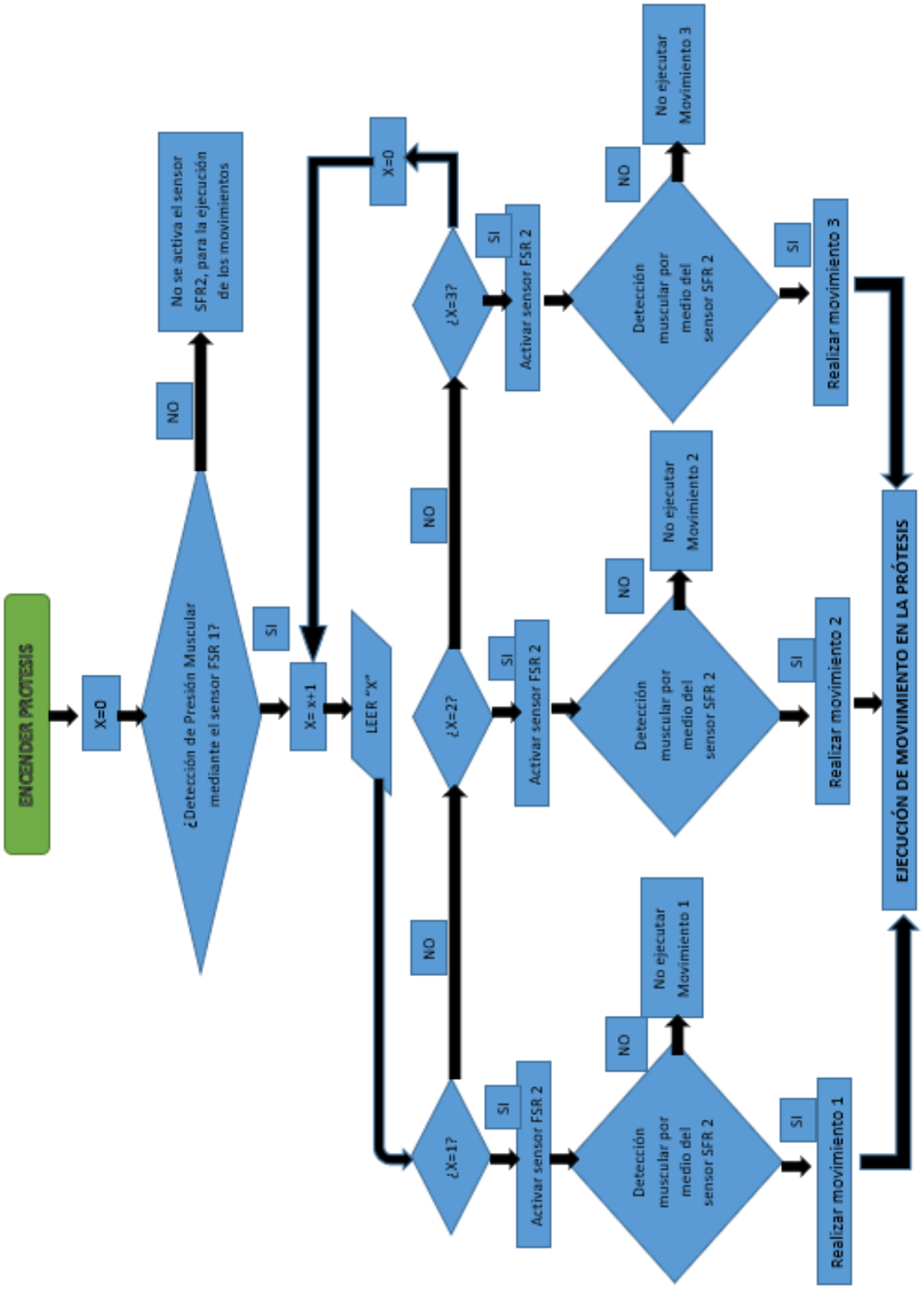


Figura 65: Diagrama de flujo de programación.

Fuente: Elaboración propia.

3.4.5. Simulación de la programación

En la figura 66 podemos observar que se está realizando la lectura y acción de los sensores, para luego proceder a la activación de los Servomotores.

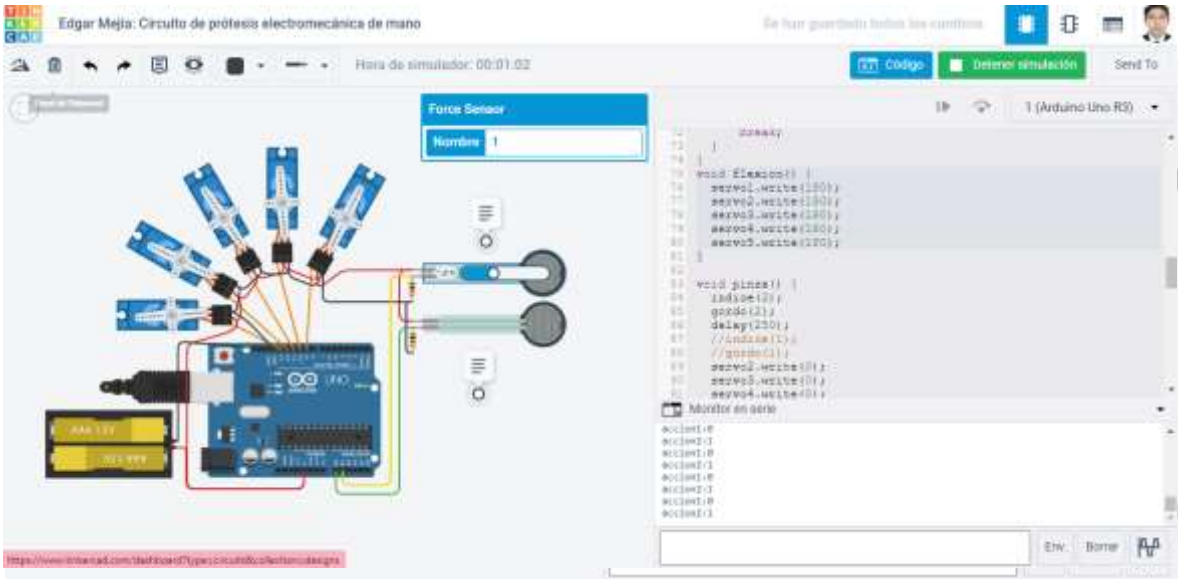


Figura 66: Simulación de la programación.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 67 podemos observar que los servomotores están en 0° lo que significa que la mano esta flexionada.

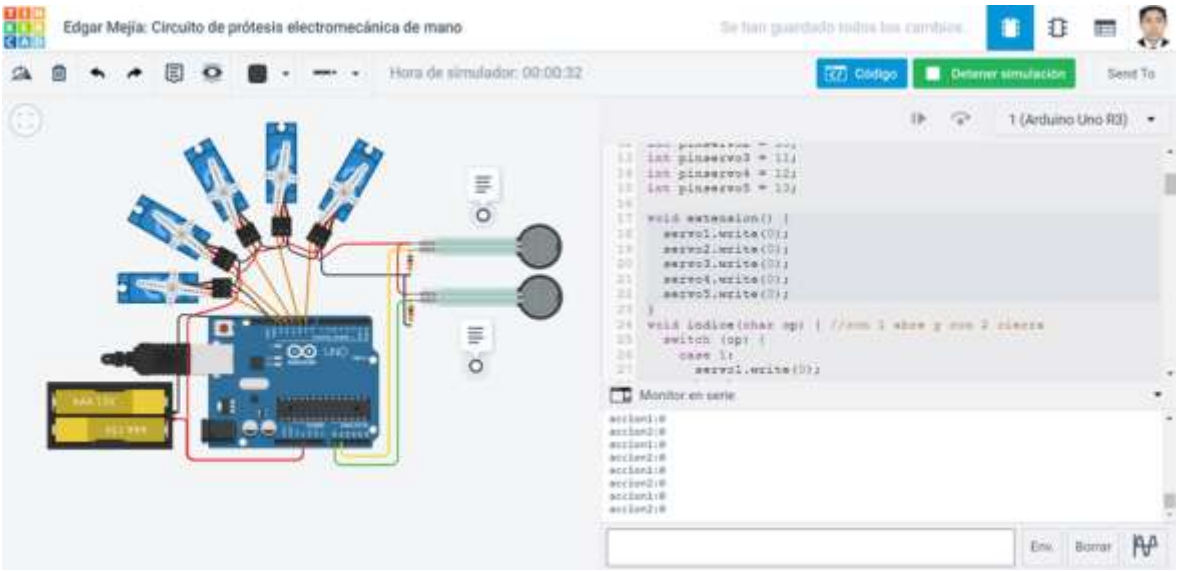


Figura 67: Simulación de flexión de los dedos.

Fuente: Elaboración propia.

En la figura 68 podemos observar que se los servomotore están a 180° por lo tanto los dedos están en la posición de extensión.

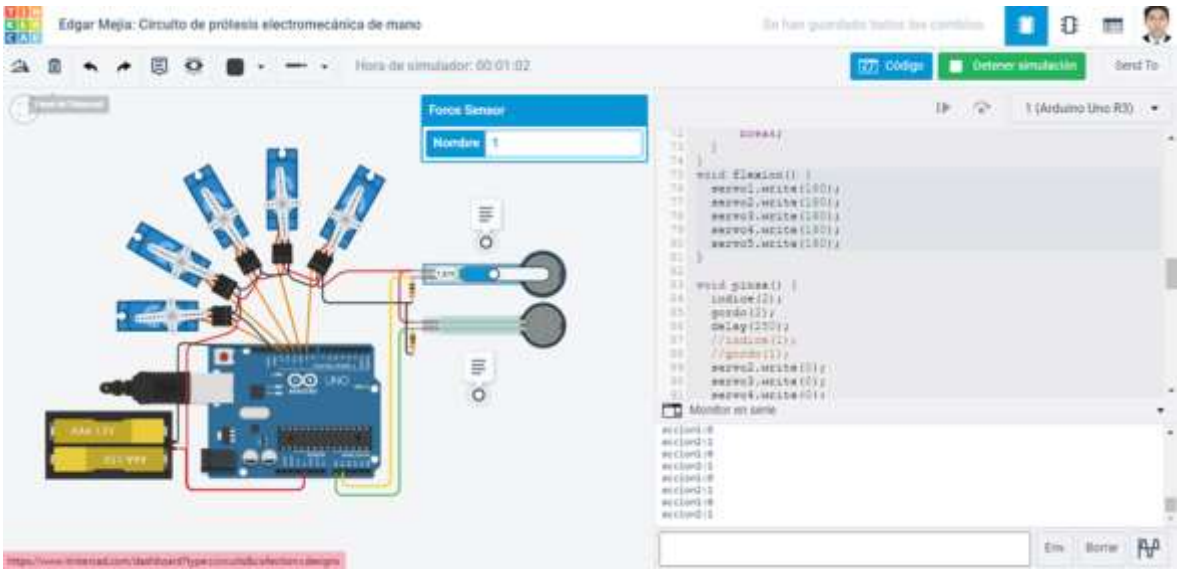


Figura 68: Simulación de extensión de los dedos.

Fuente: elaboración propia.

Para realizar el agarre en pinza los dedos índice y pulgar están accionados, como podemos observar en la figura 69 servomotores son los que actúan.

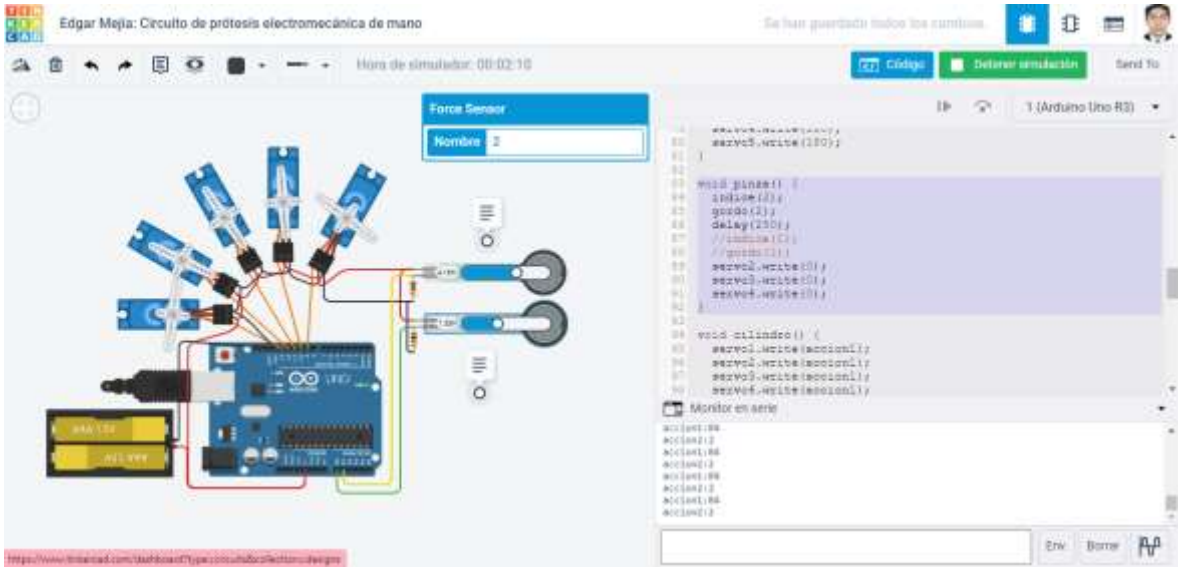


Figura 69: simulación de agarre en pinza.

Fuente: Elaboración Propia.

Para realizar el agarre cilíndrico, los 05 servomotores son accionados como lo podeos observar en la figura 70.

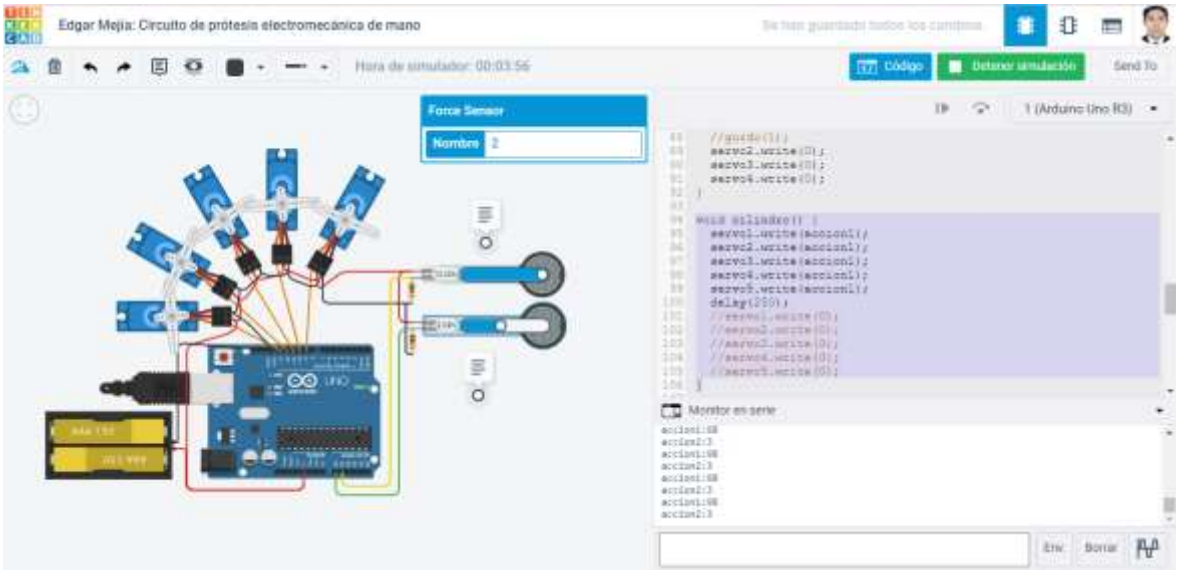


Figura 70: Simulación de agarre cilíndrico.

Fuente: Elaboración Propia.

3.4.6. Elementos que conforman el sistema electromecánico

A). SENSOR DE FUERZA RESISTIVO FSR ARDUINO

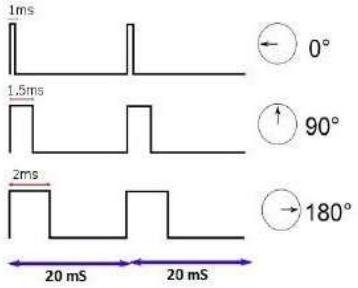
Dimensiones Largo: 56,77 mm Ancho: 18.48mm Altura: 0.55 mm

Peso: 0.26 gr

Ubicación del sensor FSR: Este sensor será ubicado en antebrazo del usuario.

B). SERVOMOTOR SG90

Ubicación del servomotor SG90: Este servomotor va ubicado en la palma de la mano del prototipo de la prótesis.



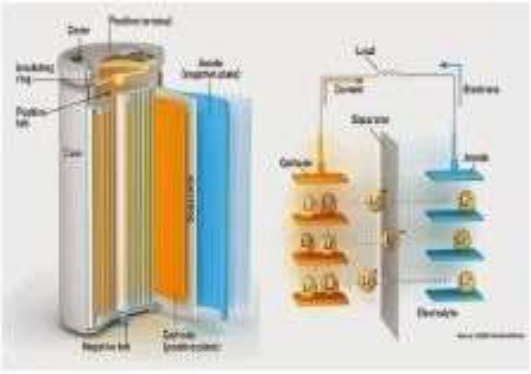
C). Arduino DUE

Es el modelo con más potencia de todas las placas del sistema Arduino. (Estrella & López, 2019).

Ubicación del Arduino DUE: Este Arduino DUE será ubicado en antebrazo del usuario.

D). Batería de ion de litio

Dispositivo que se diseñó para ser el encargado del almacenar energía eléctrica. En esta batería tiene la capacidad de almacenar un voltaje de 3,7 v; con una carga máxima de 4,1 y tienen un amperaje de 3000 mAh, su vida útil varía entre 3 y 5 años. Son pequeñas por lo que pesan muy poco (Estrella & López, 2019).



3.4.7. Sistema mecánico

Nuestro sistema mecánico lo conforma la palma de la mano y cinco dedos adaptivos, esto hace posible los diferentes tipos de agarre de la prótesis,

Transmisión de la variación de fuerza de sujeción de los dedos.

"La regulación de la fuerza se logra con el incremento o disminución del ángulo de los servomotores que conducen el movimiento de los dedos adaptivos y se transmite mecánicamente al objeto a través de cuerdas y poleas".

3.4.8. Cálculo de articulaciones como pasadores

Para poder realizar el cálculo de los pasadores se hace con una masa de 2 kg en sentido vertical, debiendo tener en cuenta el parámetro establecido en los alcances, es decir una de fuerza.

$$F = 2Kg * 9{,}8\, m/s^2$$

$$F = 19{,}62\, N$$

"Con ese valor de 19, 6 N se realizarán los cálculos de cortante, un factor de seguridad de N= 4, y con un eje de acero A4T con esfuerzo de fluencia Sy= 206 Mpa. Luego se procede a calcular".

$$\tau = \frac{F}{2A} < \frac{Sy}{2n}$$

Entonces el diámetro mínimo estaría dado por:

$$\frac{F}{\frac{2\pi d^2}{4}} = \frac{Sy}{2n}$$

$$\frac{2F}{2\pi d^2} = \frac{Sy}{2 * n}$$

$$\frac{4F * n}{Sy * \pi} = d^2$$

$$d = \sqrt{\frac{4F * n}{Sy * \pi}}$$

Luego reemplazamos términos:

$$d = \sqrt{\frac{4(19{,}6) * 4}{206 * 10^6 N/m^2 * \pi}}$$

$$d = 6.961125 * 10^{-4} m$$

Nuestro diámetro mínimo sería de 0,69 mm. Como podemos observar el acero da una muy buena resistencia al esfuerzo cortante que se produce con 19,62 N el diámetro escogido es de 3,17 (1/8in), por ser comercial.

Luego procedo a realizar un análisis por compresión utilizando:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Con el diámetro obtenido para el eje se verifica que la fuerza que se puede aplicar sea mayor a 19,62 N, de nuevo se parte de la afirmación.

$$\sigma = \frac{F}{A} < \frac{Sy}{n}$$

La fuerza que se ejerce por el pasador estará dada por

$$\frac{F}{A} = \frac{Sy}{n}$$

$$F = \frac{Sy}{n} * A$$

Teniendo en cuenta que su valor de Sy = 40 Mpa para el ABS y el diametro del eje de 3,17 mm.

$$F = 40 * 10^6 Pa * 3{,}17 * 10^{-3} m * 5 * 10^{-3} m/4$$

$$F = 158{,}5\ N$$

Con el resultado obtenido podemos ver que se puede aplicar una fuerza superior al 19,62N; entonces optamos por un pasador de nylon de 3 mm

3.4.9. Cálculo del actuador

Una vez que seleccionamos el actuador para realizar los movimientos y teniendo las especificaciones técnicas del motor, se procedió a calcular la potencia mecánica que entrega el motor.

Lo que necesitamos es saber, el torque y velocidad del micro motor.

$$\omega = 1.047\ rsd/s$$

$$T = 1.6\ kg$$

Como sabemos para calcular la potencia la fórmula es la siguiente:

$$H = \boldsymbol{\omega} * T$$

$$H = 1.68\ watts \approx 2\ watts$$

La potencia entregada por el servomotor será de 2 watts.

3.5. Elaboración del presupuesto del diseño de la prótesis electromecánica.

3.5.1. Costos para su fabricación

En las siguientes tablas se muestra los costos de materiales y a la vez los costos de mano de obra.

Tabla 27: Metrado y presupuesto de materiales.

METRADO Y PRESUPUESTO				
Item	**Descripción**	**Unidad**	**P. Unit (S/.)**	**P.Total (S/.)**
1	Servomotor SG90	5	S/60.00	S/300.00
2	Sensor FSR	2	S/80.00	S/160.00
3	Arduino Due original	1	S/190.00	S/190.00
4	Batería Ultra Fire Ion- Litio	3	S/12.00	S/36.00
5	Circuito de potencia y regulación de voltaje	3	S/20.00	S/60.00
6	Accesorios Complementarios de circuitería	1	S/20.00	S/20.00
7	Accesorios Complementarios de ensamblaje	1	S/20.00	S/20.00
8	Impresión 3D del Prototipo	1	S/650.00	S/650.00
9	Cargador de la batería	1	S/25.00	S/25.00
10	Circuito de control de sensado	1	S/15.00	S/15.00
11	Férula dinámica	1	S/1,094.40	S/1,094.40
	SUMINISTRO DE MATERIALES		**S/2,186.40**	**S/2,570.40**

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 28: Metrado y presupuesto de fabricación.

Item	**Descripción**	**P.Total (S/.)**
1.1	Materiales	S/2570.40
1.2	Diseño del Prototipo	S/1,000.00
1.3	Implementación y ensamblaje	S/1,000.00
2.3	Costos de Ingeniera	S/2,000.00
	COSTO TOTAL	**S/6,570.40**

Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

IV. CONCLUCIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. CONCLUSIONES

- Las necesidades del usuario se pudieron tabular aplicando la técnica de recolección de datos obteniendo como resultado que muchos de los usuarios plantearon una mejora en la funcionalidad, ergonomía, ligereza del sistema y que sea de bajo costo, las necesidades que se requieren son que la prótesis realice movimientos de flexión y extensión de los dedos, Agarre cilíndrico y la Prensión en pinza.
- Para poder obtener el diseño optimo del prototipo se propusieron 03 posibles soluciones, a las cuales se puedo realizar diversos análisis, logrando finalmente optar por la solución número 03 que es la que más se acerca al prototipo ideal.
- El diseño del mecanismo fue elaborado mediante el software SolidWorks, el cual permitirá la realización de los movimientos básico del mano antes mencionado.
- Su programación se pudo realizar por medio del software Arduino y la simulación de circuito electromecánico gracias al programa Tinkercad.

4.2. RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar un diseño un poco más parecido a la mano humana, para así poder tener mejores resultados al momento de realizar los movimientos.

- Realizar la fabricación de las placas electrónicas por medio de la tecnología SMD, para así poder tener un menor tamaño y peso.

- Implementar un medidor donde se pueda ver el nivel de batería, para que así el usuario no tenga problemas.

V. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Barreto, V. (2016). *Diseño de prototipo de prótesis mecánica de mano.* UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO.

Bejar, W. (2018). *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE FALANGES BASADAS EN ITERACIONES DE UNA PRÓTESIS.* Arequipa: UNIVERSIDAD NACIONAL DE SAN AGUSTÍN DE AREQUIPA.

blog de empleabilidad y emprendimiento. (s.f.). Obtenido de https://www.bejob.com/que-es-la-impresion-3d-y-para-que-sirve/

Bustamante, M. (Abril de 2015). *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE MANO PERSONALIZADA.* LIMA: PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ. Obtenido de opedge.com/Articles/ViewArticle/2015-04-01/2015-04_03?spanish=True

Corman, J. (2016). *DISEÑO DE UN EXOESQUELETO DE MANO BASADO EN MÚSCULOS ACTIVOS ARTIFICIALES (EAP) DE DOS DEDOS PARA AYUDA EN LA VIDA DIARIA.* Lima: PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ.

Cuevas, L., & Arenas, A. (2014). *Prototipo De Prótesis Transradial Para Agarre De Objetos.* Colombia: Escuela De Ingenieria De Antioquia-Universidad CES.

Estrella, C. M., & López, P. Y. (2019). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PROTOTIPO DE PRÓTESIS BIÓNICA, USANDO TECNOLOGÍA DE IMPRESIÓN 3D PARA PERSONAS DISCAPACITADAS POR AMPUTACIONES TRANSRADIALES DEL BRAZO DERECHO.* LAMBAYEQUE: UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO.

Génova, C. C. (28 de Abril de 2013). *Avances Tecnológicos.* Obtenido de Prótesis robótica que se mueve como una mano natural: http://new-malburguez.blogspot.com/2013/04/desarrollan-una-protesis-robotica-que.html

Haro, S. E., & Román, H. C. (2017). *Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca.* Sangolqui: Universidad de las fuerzas armadas.

Jáuregui Sullcahuamán, B. (2013). *Diseño mecánico de un prototipo de prótesis mioeléctrica transradial.* Lima: Pontificia Universidad Católica Del Perú.

Loaiza, J. (2012). *Diseño y simulación de un prototipo de prótesis de mano bioinspirada con cinco grados de libertad.* Colombia: Departamento de Ingenieria Y Mecánica y Mecatrónica Bogotá.

López, J. (2018). *DISEÑO DE PRÓTESIS DE MANO SERVOACTUADA Y FABRICACIÓN DE PROTOTIPO CON TÉCNICAS DE IMPRESIÓN 3D.* Argentina: INSTITUTO BALSEIRO - UNIVERSIDAD NACIONAL DE CUYO.

Montes, & Lozano. (2011). *Organización Mundial De La Salud.* Obtenido de Informe Mundial Sobre La Discapacidad: http://www1.paho.org/arg/images/Gallery/Informe_spa.pdf

Quinayás, C. (2015). *CONTRIBUCIÓN AL DESARROLLO Y CONTROL DE PRÓTESIS DE MANO .* Popayán: Universidad del Cauca .

Revista UNAM. (s.f.). Obtenido de http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01-1b.htm

Seijas, & Agudelo. (2011). *Organización Mundial de la Salud.* Obtenido de Informe Mundial Sobre La Discapacidad: http://www1.paho.org/arg/images/Gallery/Informe_spa.pdf

Suárez, V. (2017). *FABRICACIÓN DE PRÓTESIS DE BAJO COSTO PARA AMPUTADOS DE MANO MEDIANTE IMPRESIÓN 3D.* Sartenejas: UNIVERSIDAD SIMÓN BOLÍVAR.

touch bionics. (Abril de 2015). Obtenido de https://www.medicalexpo.es/prod/touch-bionics/product-80664-508894.html

Valdeiglesias, J. (2015). *Diseño y Construcción de una mano protésica.* Arequipa: Universidad catolica de Santa Maria.

Vincent Systems. (s.f.). Obtenido de https://vincentsystems.de/en/prosthetics/vincent-partial-3-active/

ANEXOS

VI. ANEXOS

ANEXO 01: Código de Ética del Colegio de Ingenieros del Perú (CIP).

CÓDIGO DE ETICA DEL CIP

APROBADO EN LA III SESIÓN ORDINARIA DEL CONGRESO NACIONAL DE CONSEJOS DEPARTAMENTALES DEL PERÍODO 1998 - 1999
EN LA CIUDAD DE TACNA 22, 23 Y 24 ABRIL 1999

ANEXO 02. Código de Ética de Investigación de la USS

UNIVERSIDAD SEÑOR DE SIPÁN

www.uss.edu.pe

CÓDIGO DE ÉTICA DE INVESTIGACIÓN DE LA USS

VERSIÓN 03

RATIFICADO POR ACUERDO DE CONSEJO UNIVERSITARIO CON RESOLUCIÓN RECTORAL N° 0851-2017/USS

CHICLAYO - PERÚ

Versión: 03	Código: VRI-CE	F. Implementación:	Página 1 de 29
Elaborado por: Dirección de Investigación	Revisado por: Planificación y Desarrollo Institucional – Asesoría Legal		Ratificado con Resolución Rectoral N° 0851-2017/USS

ANEXO 03. Sensor FSR

INTERLINK ELECTRONICS
Sensor Technologies

FSR® 400 Series Data Sheet

Force Sensing Resistors®

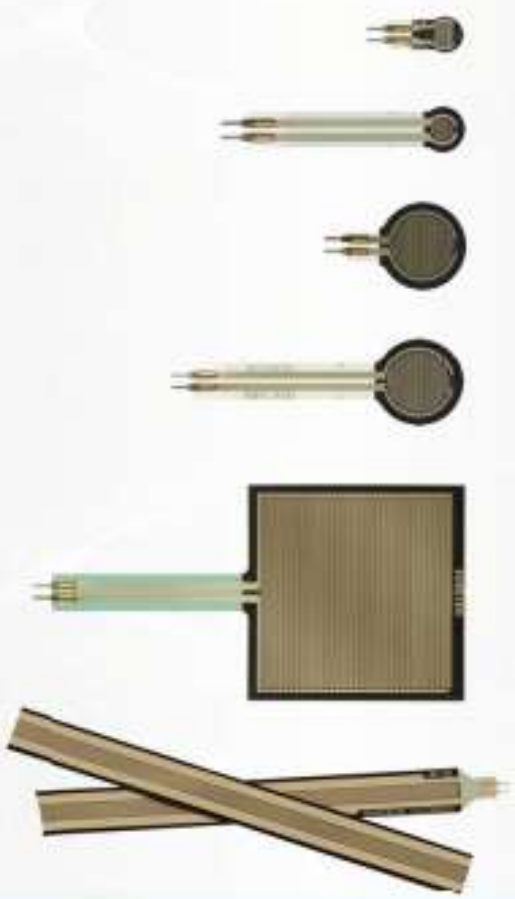
Features and Benefits

- Actuation Force as low as 0.2N and sensitivity range to 20N
- Cost Effective
- Ultra Thin
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Description

Interlink Electronics FSR® 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor® family. Force Sensing Resistors®, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, industrial, and robotics applications.

The 400 series sensors come in six different models with four different connecting options.



FSR® 400 Short
5mm Circle X 20mm

FSR® 400
5mm Circle X 38mm

FSR® 402 Short
13mm Circle X 25mm

FSR® 402
13mm Circle X 56mm

FSR® 406
38mm Square X 83mm

FSR® 408
10mm X 622mm Strip

P/N: 94-00027 Rev. D

Embrace the Power of Sensor Technologies

INTERLINK ELECTRONICS

Sensor Technologies

Force Sensing Resistors®

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

of a person or patient in a bed chair, or medical device

Many other force change detection applications

Device Characteristics

Actuation Force*	~0.2N min
Force Sensitivity Range*	~0.2N - 20N
Force Resolution	Continuous (analog)
Force Repeatability Single Part	+/- 2%
Force Repeatability Part to Part	+/- 6% (Single Batch)
Non-Actuated Resistance	>10 Mohms
Hysteresis	+10% Average $(R_{L} - R_{U})/R_{U}$
Device Rise Time	< 3 microseconds
Long Term Drift	
1kg load, 35 days	< 5% $\log_{10}$(time)
Operating Temperature Performance	
Cold: -40°C after 1 hour	-5% average resistance change
Hot: +85°C after 1 hour	-15% average resistance change
Hot Humid: +85°C 95RH after 1 hour	+10% average resistance change
Storage Temperature Performance	
Cold: -25°C after 120 hours	-10% average resistance change
Hot: +85°C after 120 hours	-5% average resistance change
Hot Humid: +85°C 95RH after 240 hours	+30% average resistance change
Tap Durability	
Tested to 10 Million actuations, 1kg, 4Hz	-10% average resistance change
Sanding Load Durability	
≥.5kg for 24 hours	-5% average resistance change
EMI	Generates No EMI
ESD	Not ESD sensitive
UL	All materials UL grade 94 V-1 or better
RoHS	Compliant

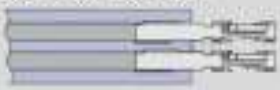
Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as (one standard deviation / mean), unless otherwise noted.

*Typical value. Force dependent on actuation interface, mechanics, and measurement electronics

Connector Options

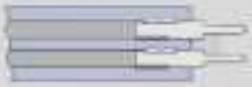
Bare Tail

Female Tin Contacts
PN: TE 2-487406-4



Female Tin Contacts
with 2 Pin Housing
PN: TE 2-487406-4
PN: TE 487378-1

Solder Tabs
PN: TE 1-88997-2

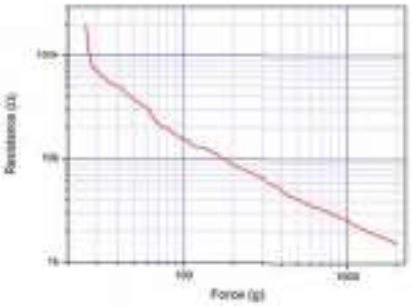


Other Available Part Numbers:
Hardware Development Kit
PN: 54-76247

Application Information

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide and Hardware Development Kit (HDK) are also available.

FSR® are two-wire devices with a resistance that depends on applied force. To the right is a force vs. resistance graph that illustrates a typical FSR® response characteristic. Please note that the graph values are reference only and actual values are dependent upon actuation system mechanics and sensor geometry.



For a simple force-to-voltage conversion, the FSR® device is tied to a measuring resistor in a voltage divider (see figure below) and the output is described by the following equation.

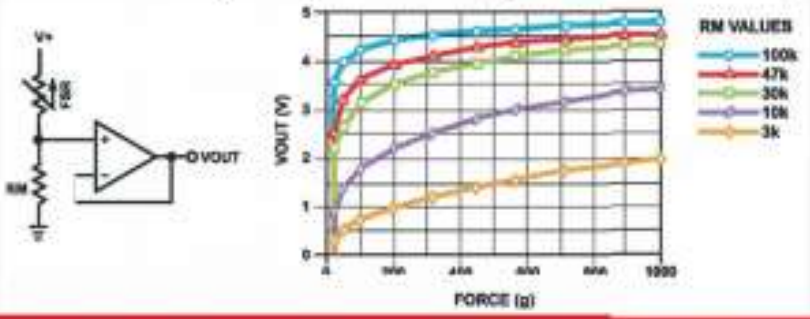
$$V_{OUT} = \frac{R_M V^+}{(R_M + R_{FSR})}$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force.

The measuring resistor, R_M, is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. Depending on the impedance requirements of the measuring circuit, the voltage divider could be followed by an op-amp.

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR® in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A V+ of +5V was used for these examples. Please note that the graph values are for reference only and will vary between different sensors and applications.

Refer to the FSR® integration guide for more integration methods and techniques.



INTERLINK ELECTRONICS
Sensor Technologies

FSR Model 400

Force Sensing Resistor

Model 400:

Active Area: ø6.58mm

Nominal Thickness: 0.30mm

Switch Travel: 0.05mm

Available Part Numbers:

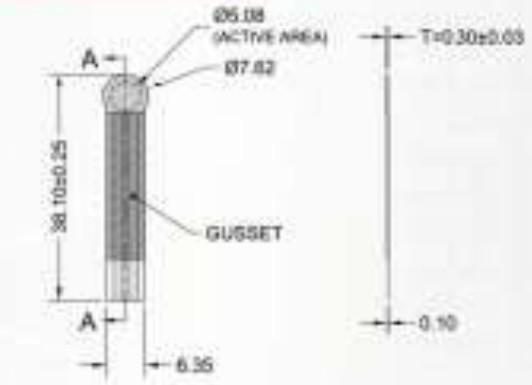
PN: 34-00007 Model 400
- no contacts or solder tabs

PN: 34-00011 Model 400
- with female contacts

PN: 34-44001 Model 400
- with female contacts and housing

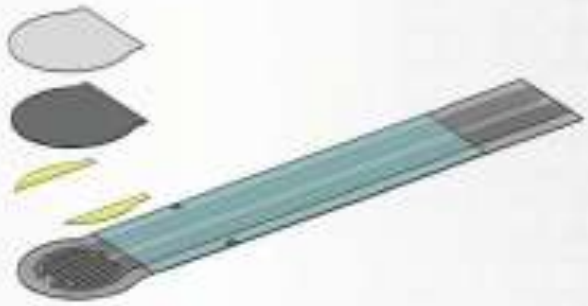
PN: 30-49649 Model 400
- with solder tabs

Sensor Mechanical Data



SECTION A-A
LAYER STACK-UP

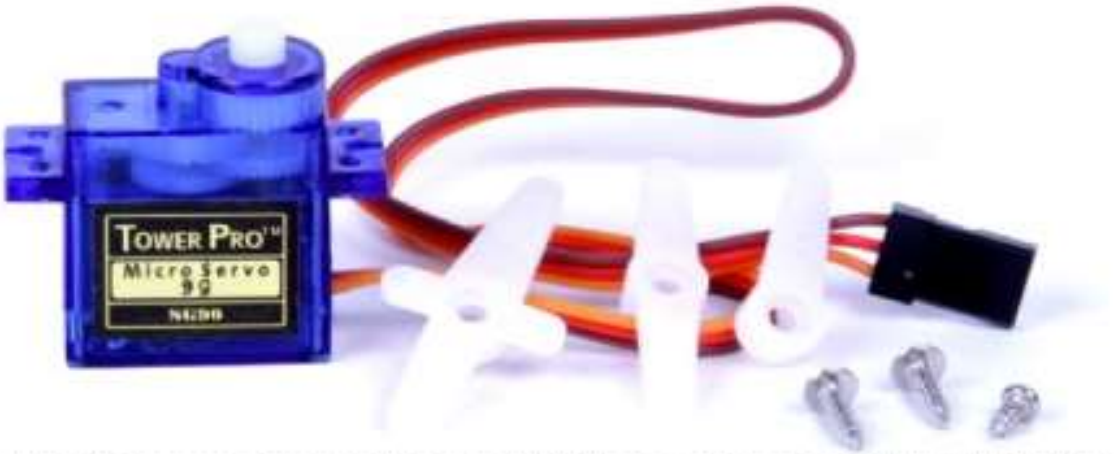
Exploded View



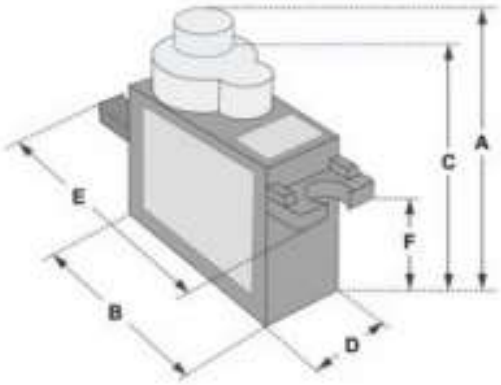
Sensor mechanical 3D CAD data can be found on our website at www.interlinkelectronics.com/Support

ANEXO 04. Servomotor SG90

SERVO MOTOR SG90 DATA SHEET

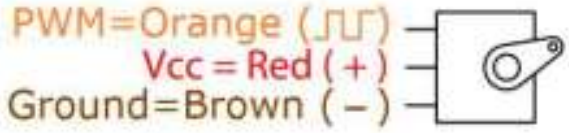


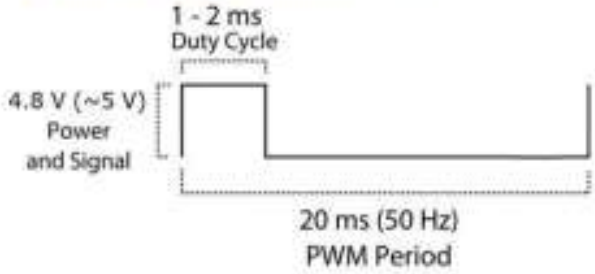
Tiny and lightweight with high output power. Servo can rotate approximately 180 degrees (90 in each direction), and works just like the standard kinds but smaller. You can use any servo code, hardware or library to control these servos. Good for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. It comes with a 3 horns (arms) and hardware.



Dimensions & Specifications
A (mm) : 32
B (mm) : 23
C (mm) : 28.5
D (mm) : 12
E (mm) : 32
F (mm) : 19.5
Speed (sec) : 0.1
Torque (kg-cm) : 2.5
Weight (g) : 14.7
Voltage : 4.8 - 6

Position "0" (1.5 ms pulse) is middle, "90" (~2ms pulse) is middle, is all the way to the right, "-90" (~1ms pulse) is all the way to the left.





ANEXO 05. Arduino

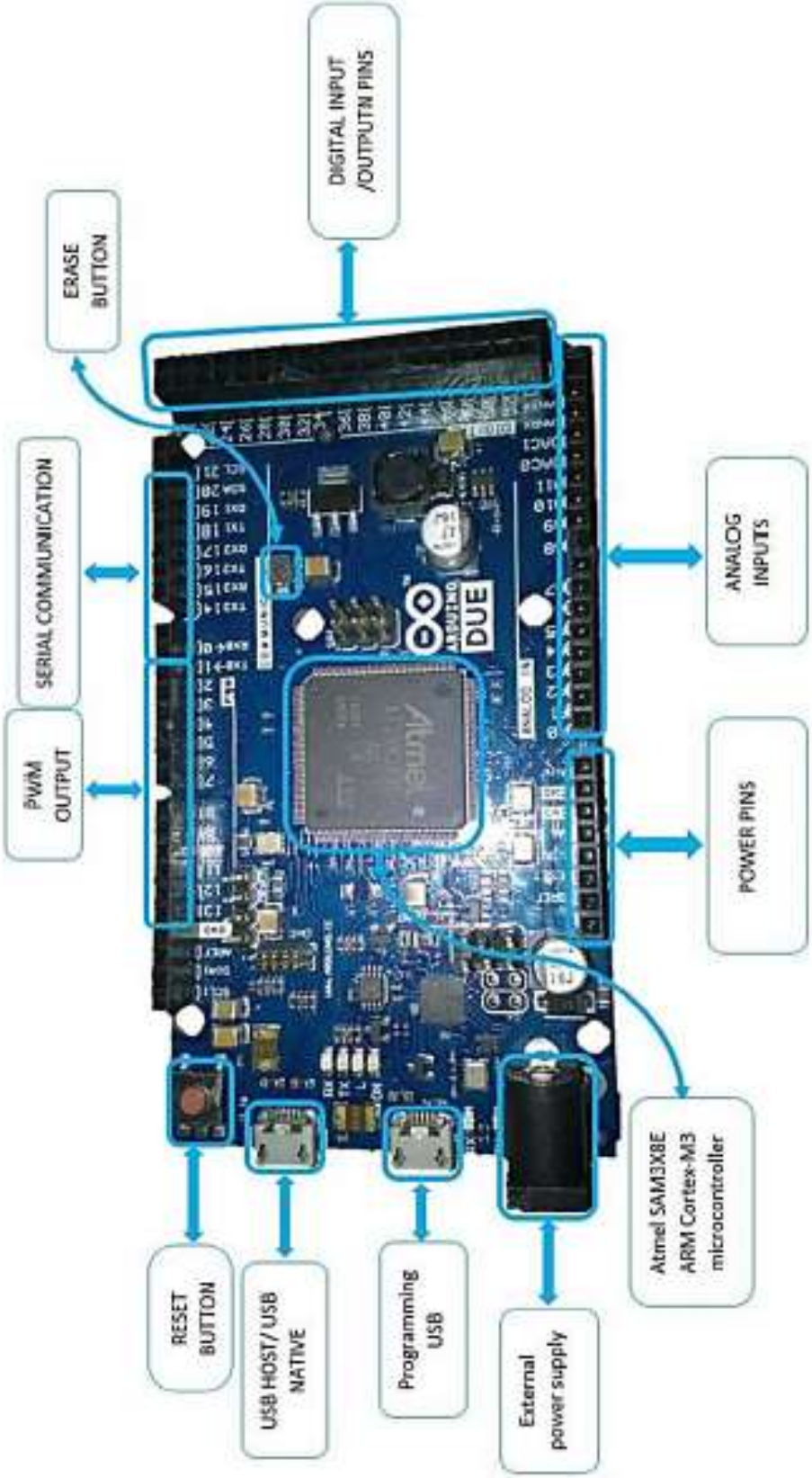
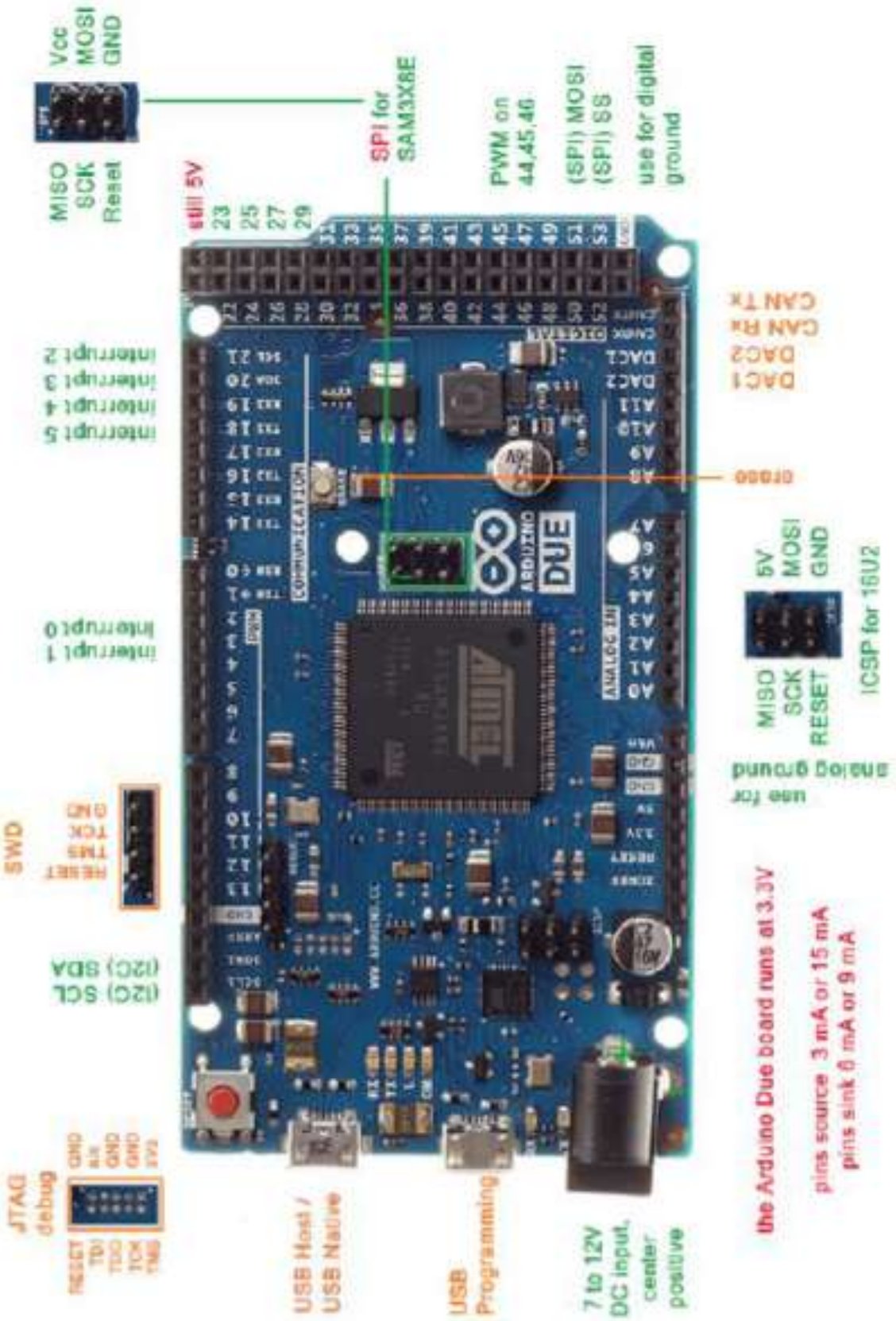
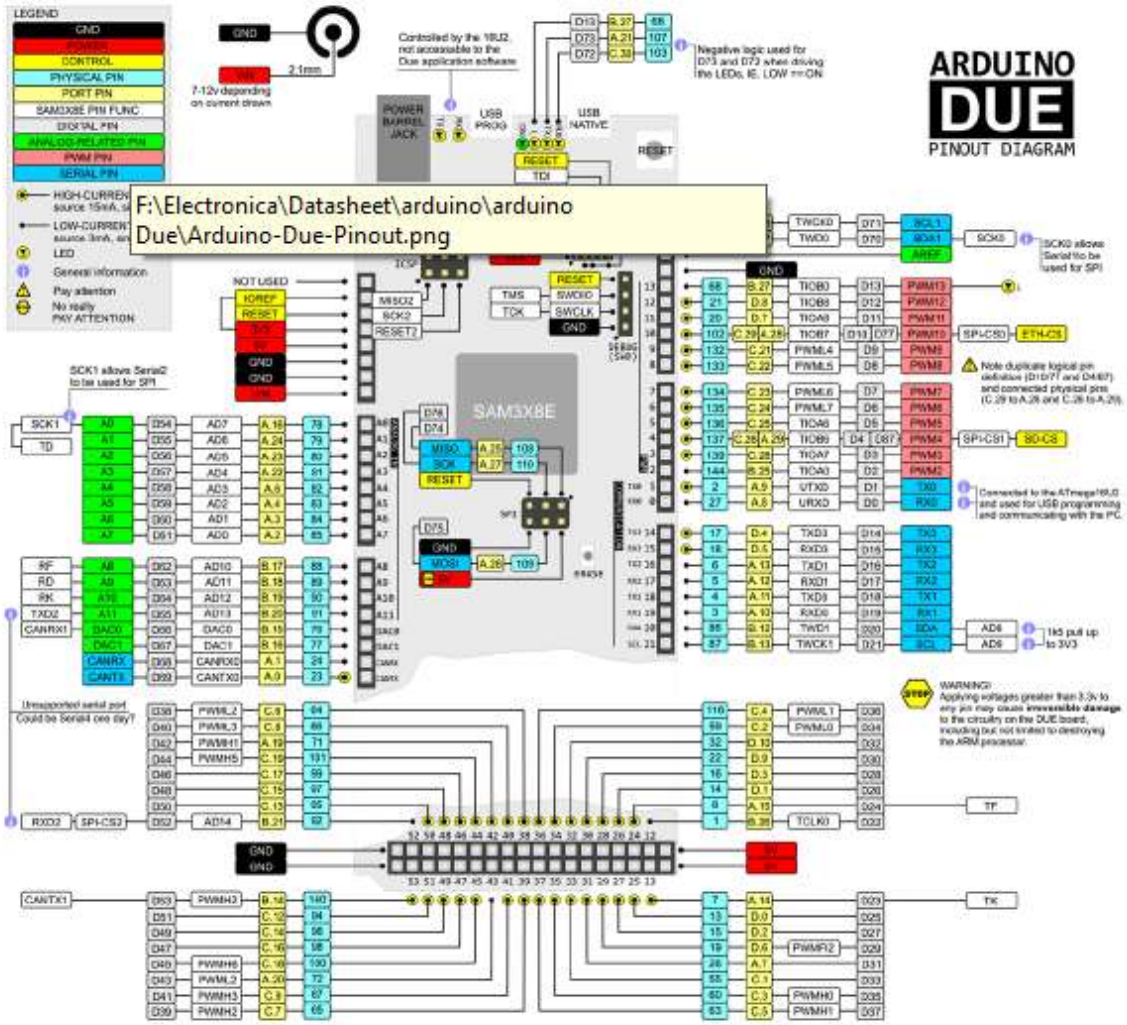


DIAGRAMA DE PINES DE ARDUINO DUE



ARDUINO DUE PIN – OUT



ANEXO 06. Encuesta a profesionales en el área de rehabilitación, traumatología y ortopedia.

ENCUESTA

PROFESIONALES EN EL ÁREA DE REHABILITACIÓN, TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA

Alumno : Edgar Benigno Mejia Monsalve

Escuela : Ingeniería Mecánica Eléctrica

Universidad: Universidad Señor de Sipán

1. ¿Cuáles son las lesiones más comunes, atendidas en el área de rehabilitación?

   a). Lesiones en Extremidades superiores b). Extremidades Inferiores c) Otras

2. ¿Cuál es el rango de edad en pacientes con amputación en extremidades superiores?

   a). 15 – 25 b). 18 – 30 c). 18 – 50 d). 18 – 70

3. ¿En la rehabilitación de extremidades superiores, que tipo de procedimiento es el más usado para mejorar la calidad de vida del paciente?

   a). Ejercicios de acondicionamiento Neuromuscular b). Rehabilitación Progresiva c). Rehabilitación d). ejercicios simples de coordinación.

4. ¿Usualmente cuál es la causa más común de las amputaciones en extremidades superiores que llegan a atenderse?

   a). Accidentes de tránsito b). Enfermedades Degenerativas c). Accidentes Laborales d). Otras

5. ¿Cree usted que los dispositivos actuales en el mercado ayudan a los pacientes amputados a recuperar su movilidad?

   a). Si b). Si, parcialmente c). No

6. ¿Qué tipo de prótesis de miembro superior es la más recomendada para las personas amputadas?

   a). Estéticas b). Mecánicas c). Mioeléctricas d). Otras

Dr. MARCO GAMARRA TELLO
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA
CMP- 48423

7. ¿Cuál cree usted que sería el peso ideal de una prótesis electromecánica de mano?

a). 01 kg b). 1.5 kg c). 2.0 kg d). Otros

8. ¿Cree usted que se debe capacitar al usuario para dar un buen uso a la prótesis?

a). Si b). No

9. ¿Cuál cree usted que es la capacidad de peso que debe soportar la prótesis electromecánica de mano?

a). 01 kg b). 02 kg c). 03 kg d). 05 kg e) Otros

10. ¿Qué tipos de movimientos de la mano cree usted que es el más importante?

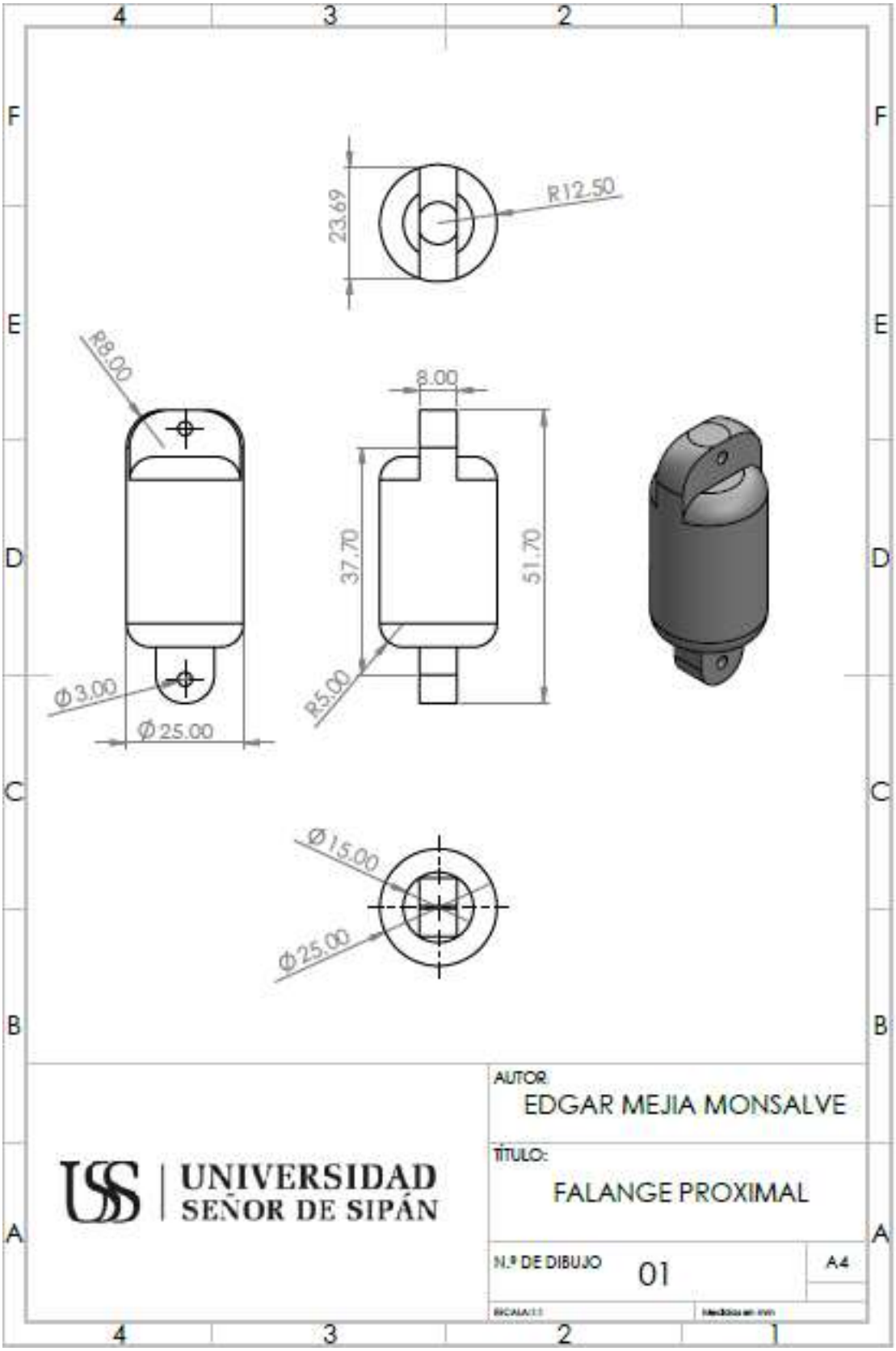
a). Movimientos de flexión y extensión de los dedos. b). Agarres cilíndricos.
c). Prensión en pinza. d). otros

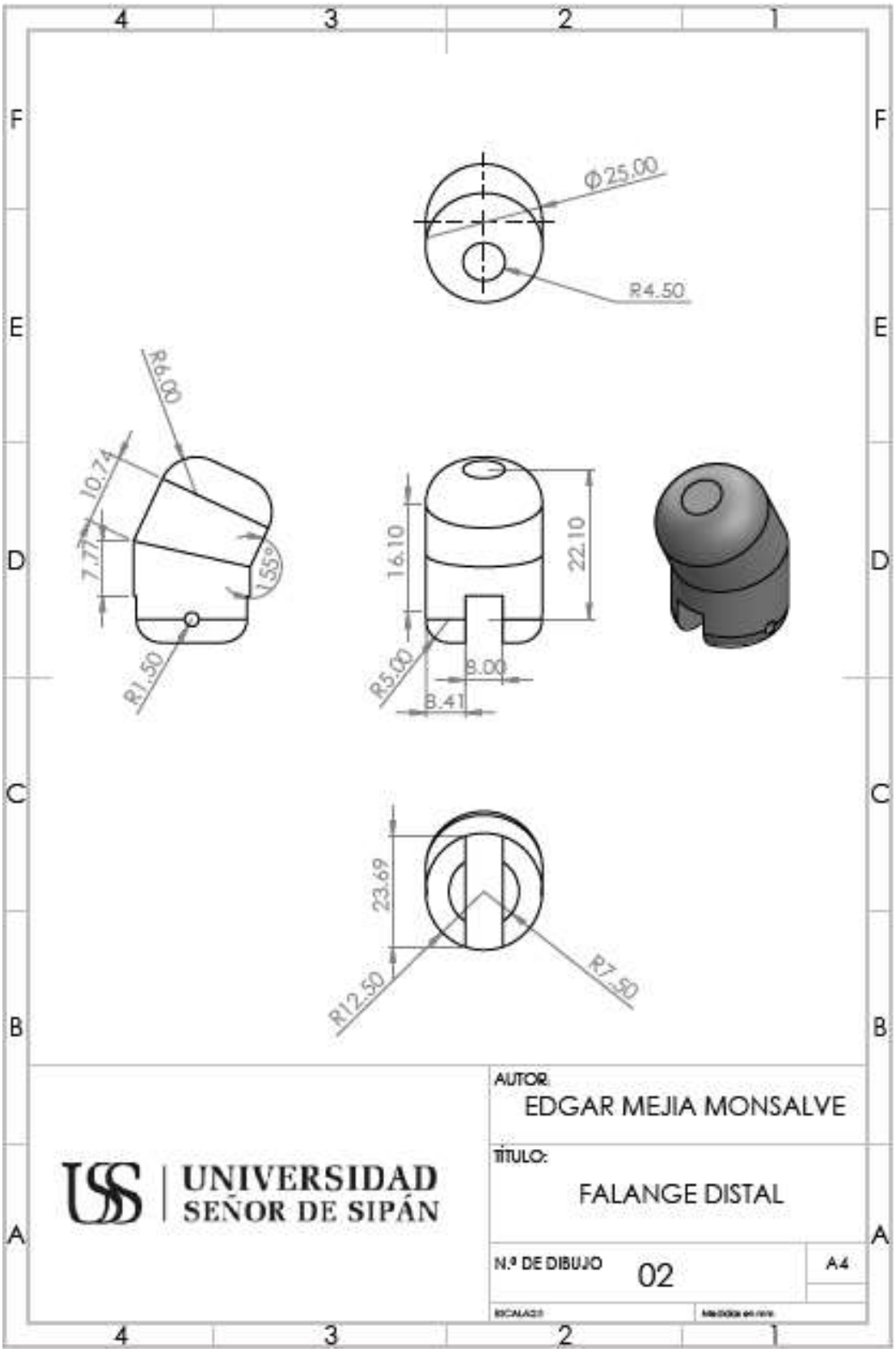
11. ¿Cuánto cree usted que estaría dispuesto a pagar una persona amputada, por una prótesis electromecánica de mano?

a). S/. 6000 b). S/. 7000 c). S/. 9000 d). S/. 10000 e). Otros

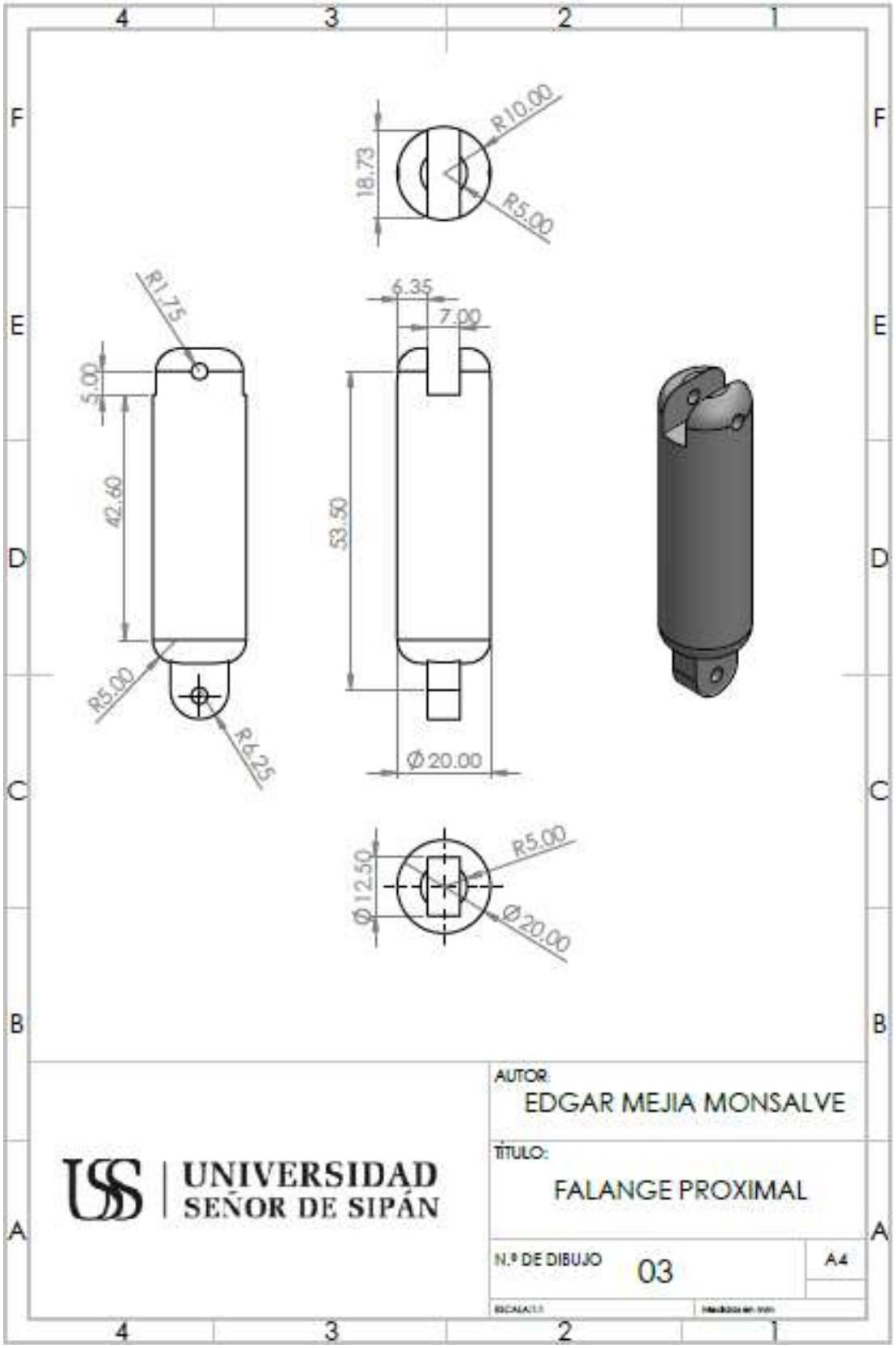
Dr. MARCO GAMARRA TELLO
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA
CMP 46423

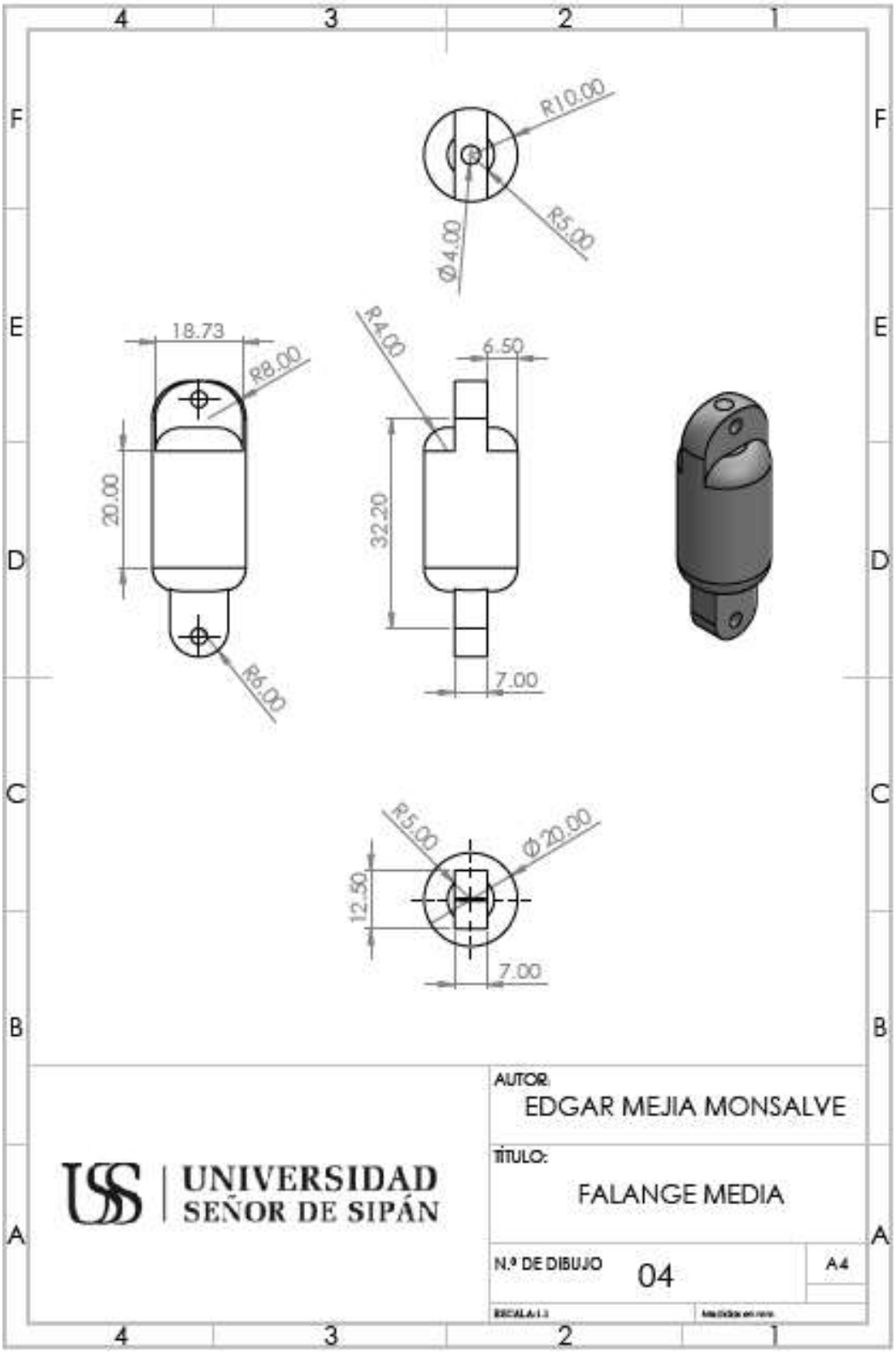
ANEXO 07. Planos detallados del dedo pulgar

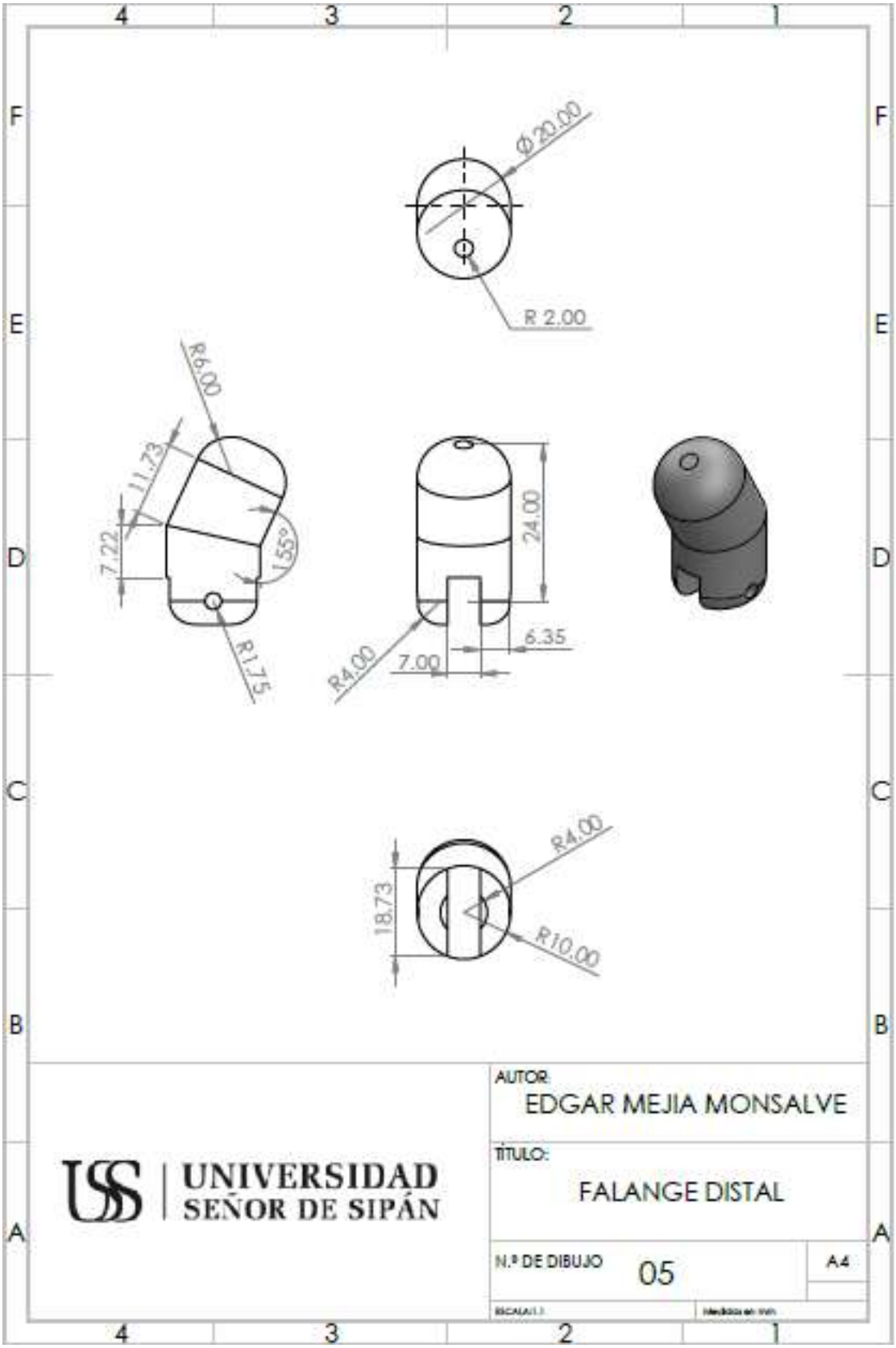



Φ25.00
R4.50
R6.00
10.74
7.77
155°
R1.50
16.10
22.10
R5.00
8.00
8.41
23.69
R12.50
R7.50
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE DISTAL
N.º DE DIBUJO
02
A4
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN

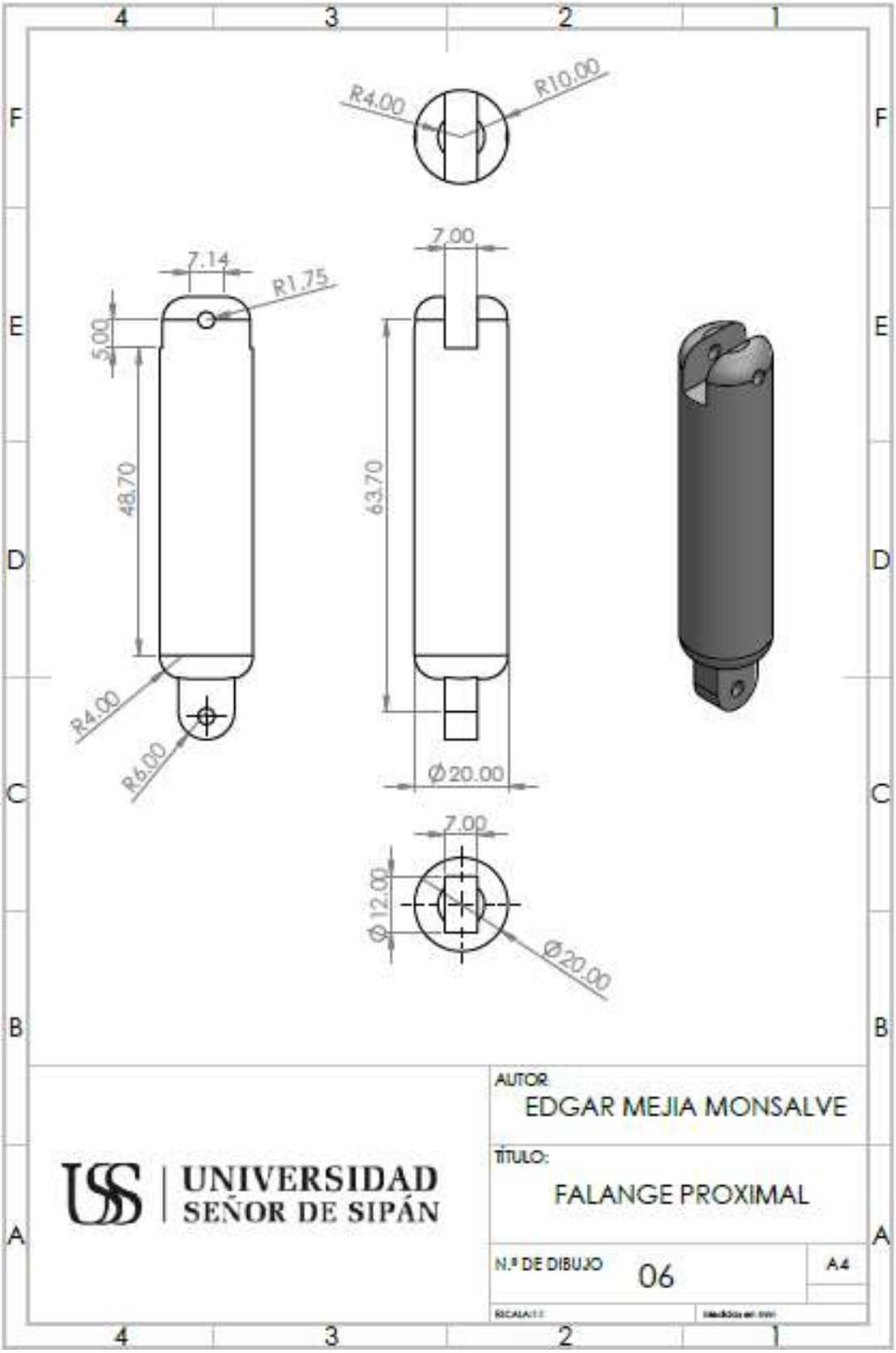
ANEXO 08. Planos detallados del dedo Índice.

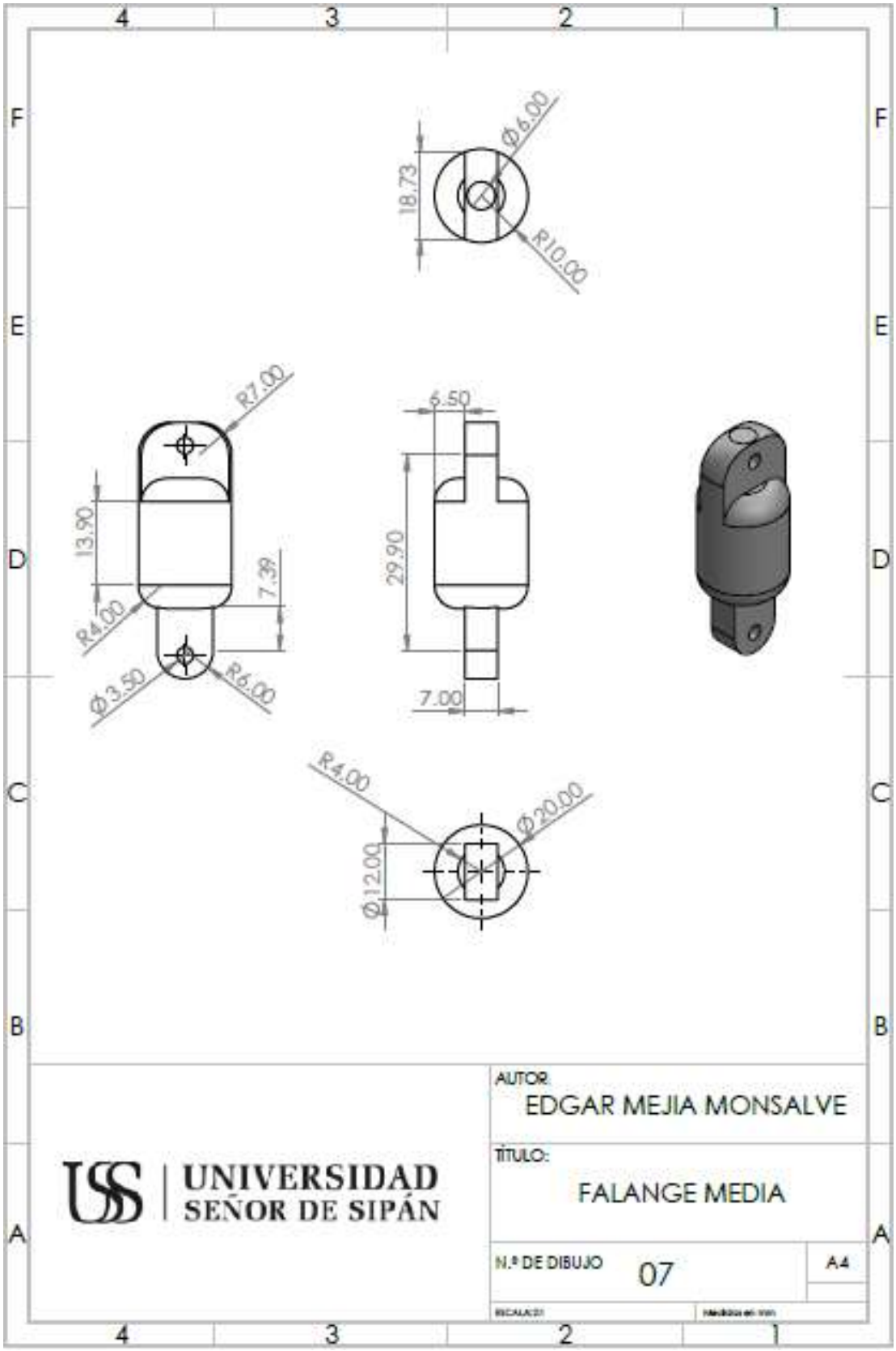


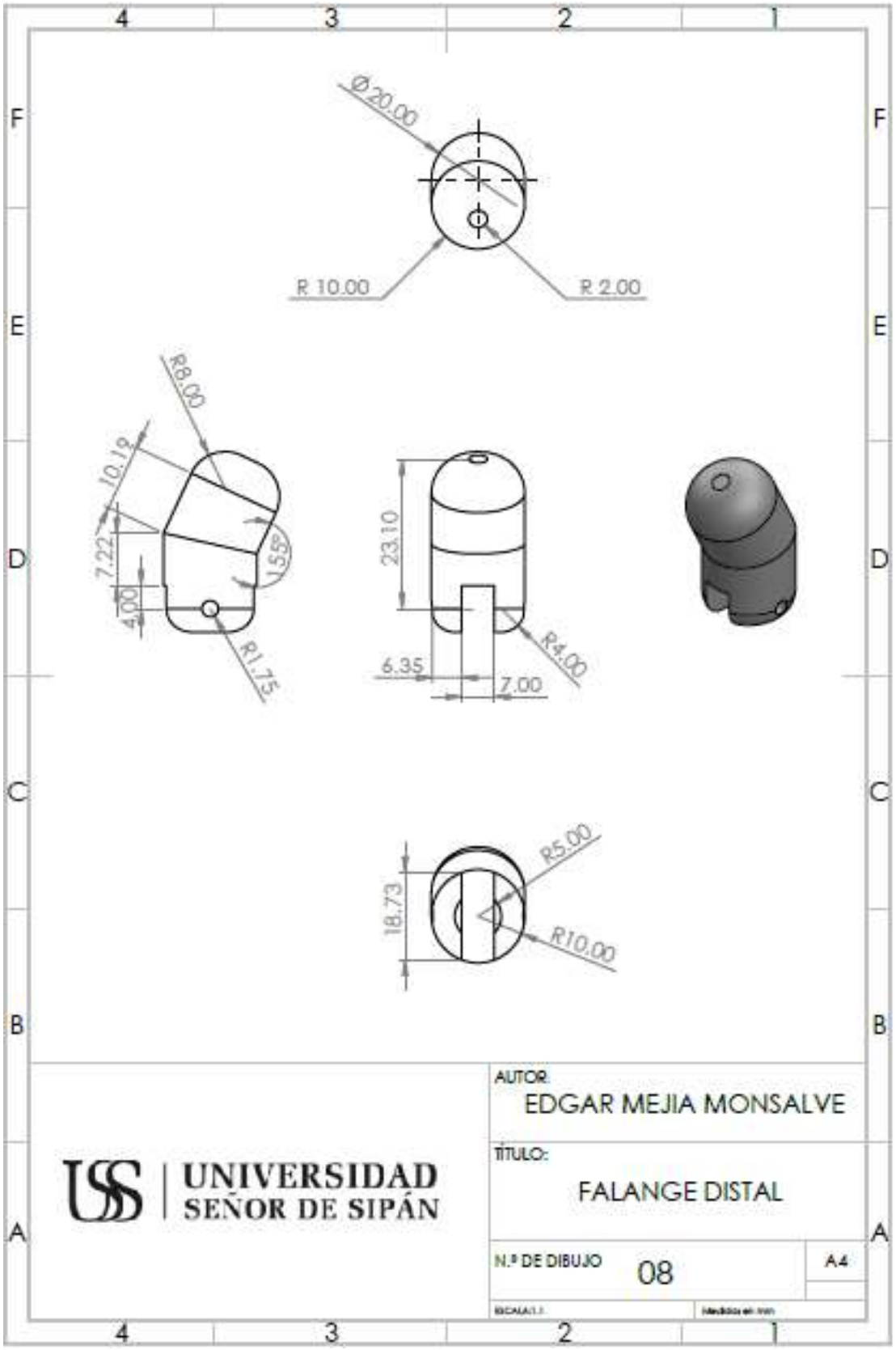

R10.00
R5.00
Ø4.00
18.73
R8.00
20.00
R6.00
R4.00
6.50
32.20
7.00
R5.00
Ø20.00
12.50
7.00
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE MEDIA
N.º DE DIBUJO
04
A4
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN


Ø 20.00
R 2.00
R6.00
11.73
7.22
155°
R1.75
24.00
6.35
R4.00
7.00
R4.00
18.73
R10.00
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE DISTAL
N.º DE DIBUJO
05
A4
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN

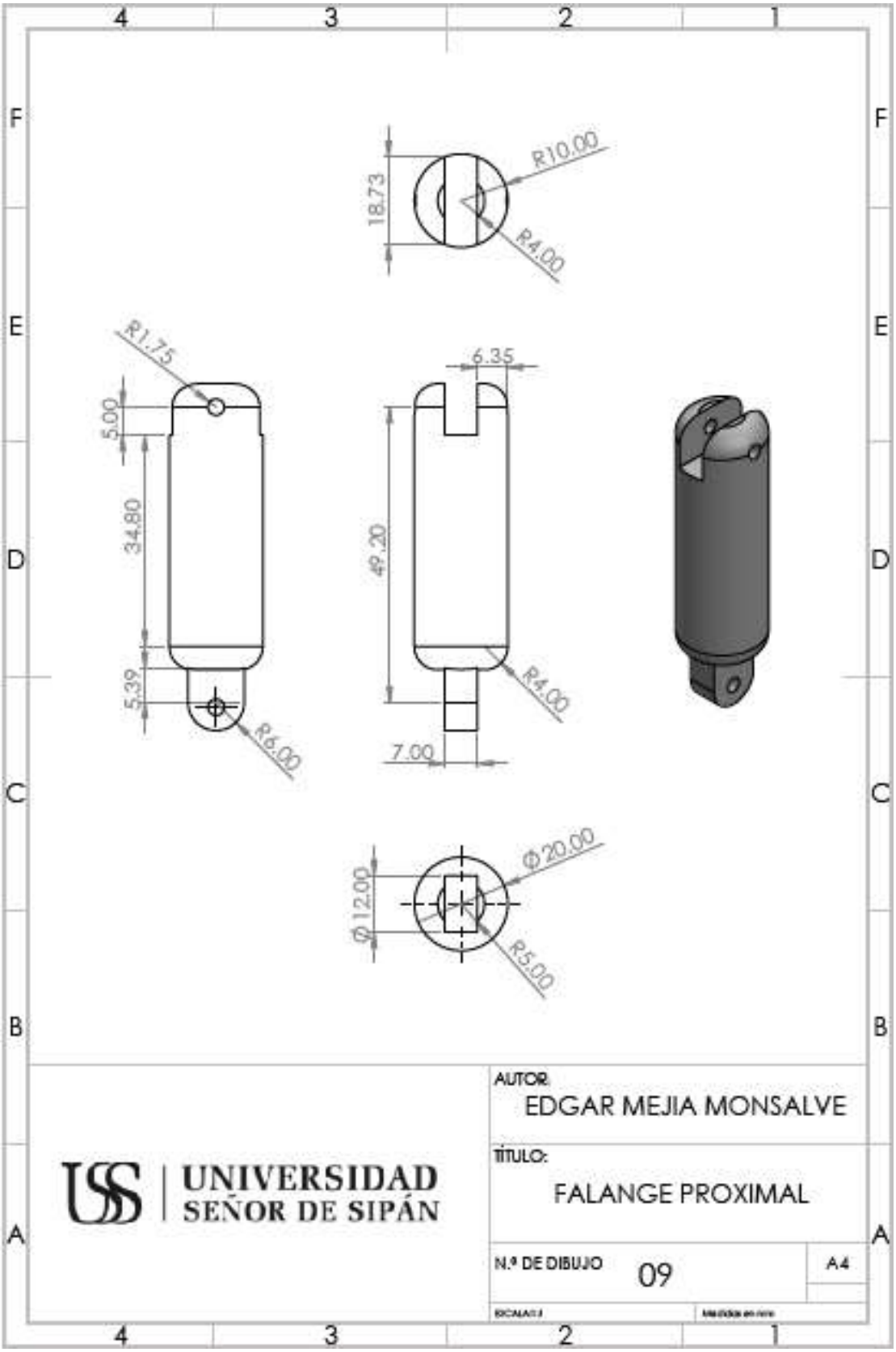
ANEXO 09. Planos detallados del dedo Medio.

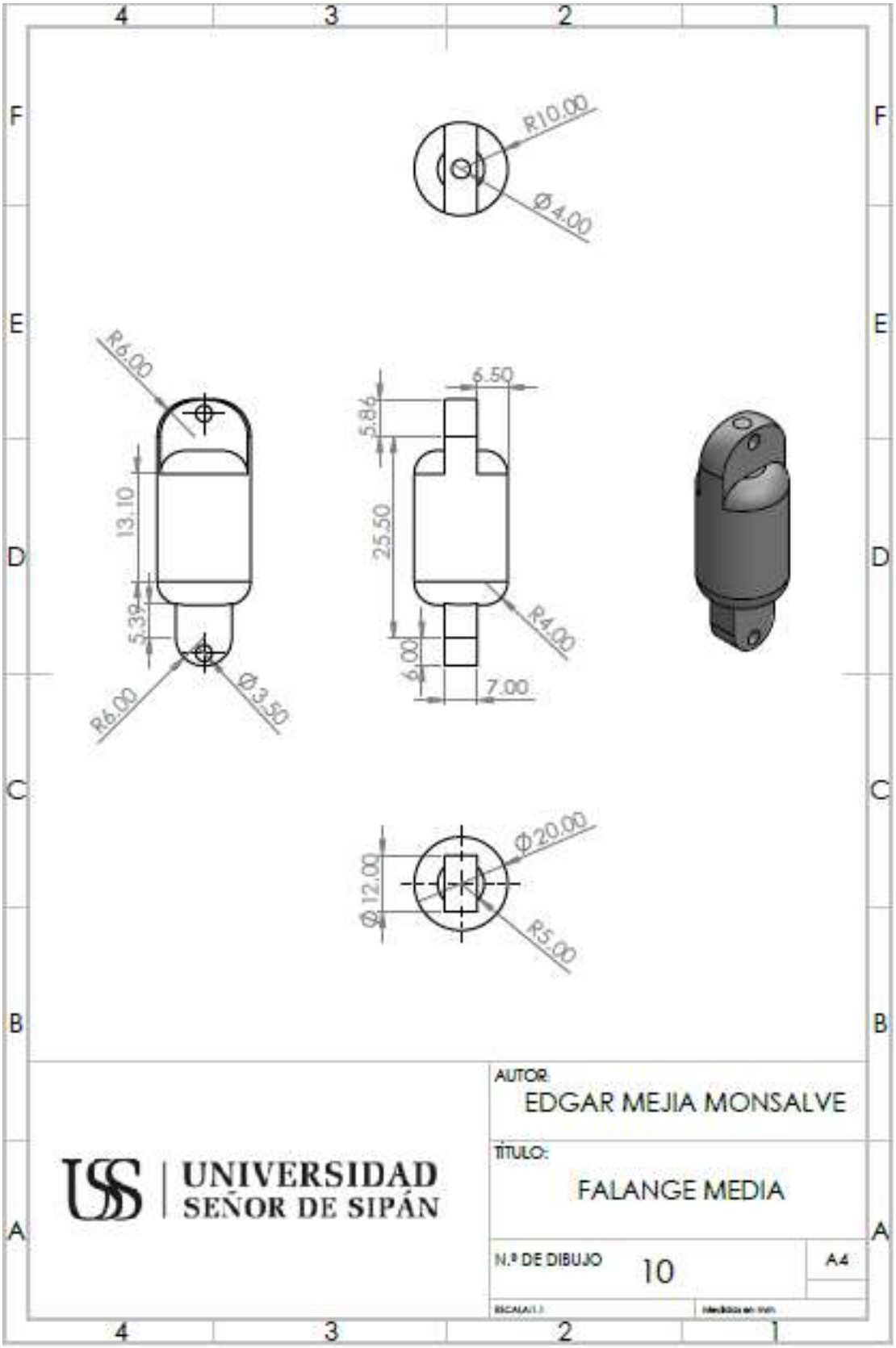


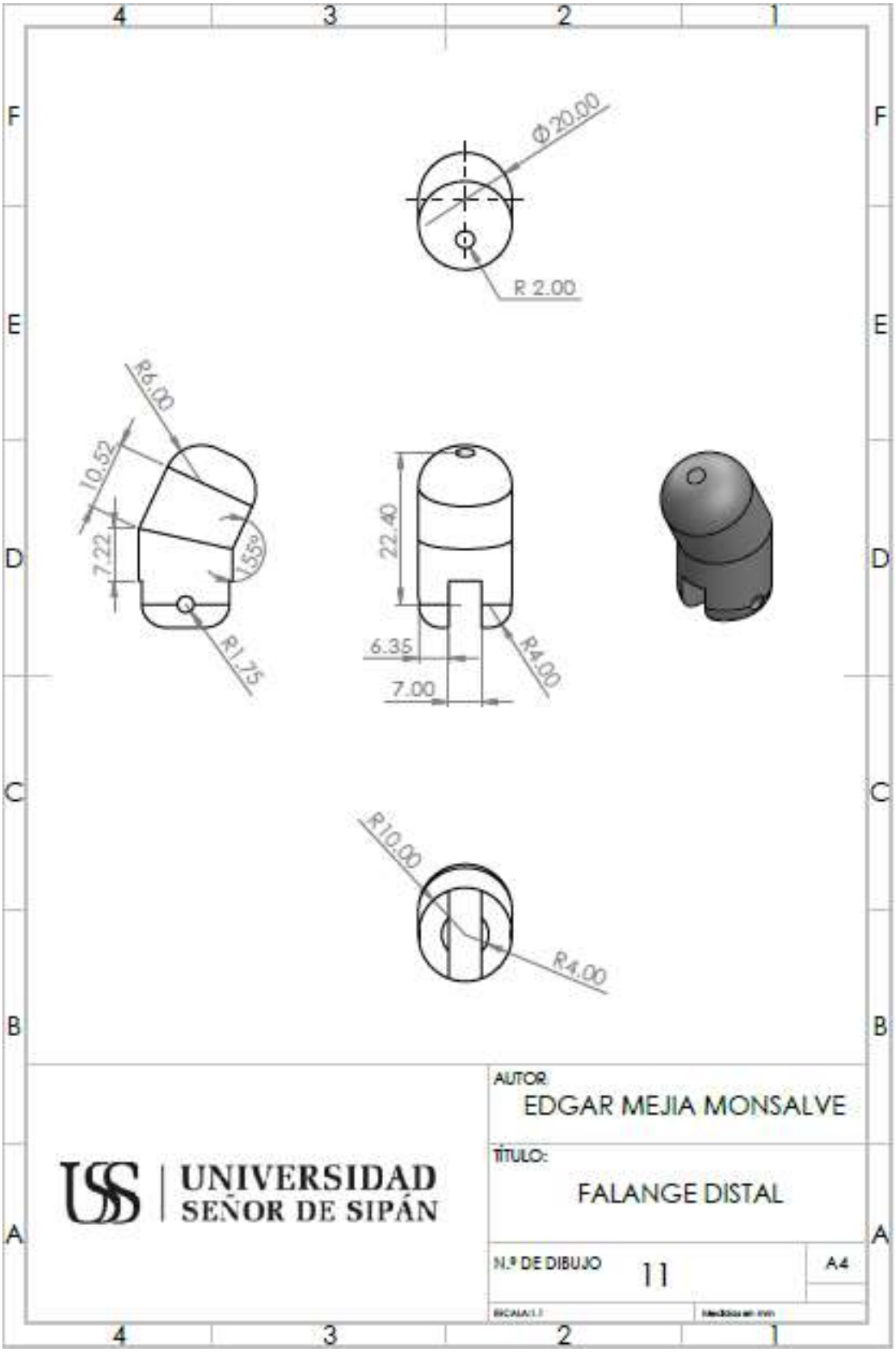

Ø6.00
18.73
R10.00
R7.00
13.90
7.39
R4.00
Ø3.50
R6.00
6.50
29.90
7.00
R4.00
Ø20.00
Ø12.00
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE MEDIA
N.º DE DIBUJO
07
A4


Ø20.00
R 10.00
R 2.00
R8.00
10.19
7.22
155°
4.00
R1.75
23.10
R4.00
6.35
7.00
R5.00
18.73
R10.00
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE DISTAL
N.º DE DIBUJO
08
A4
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN

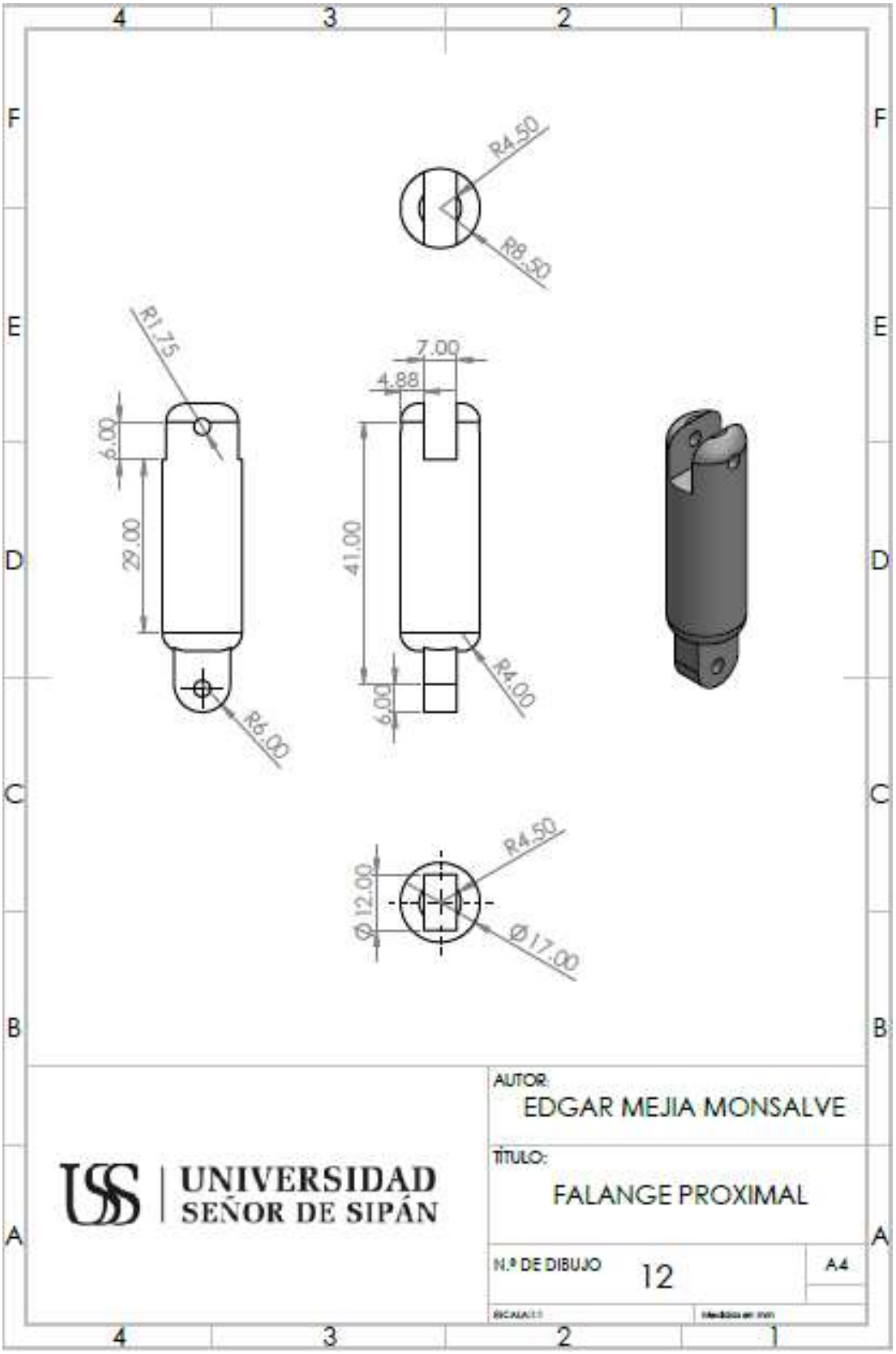
ANEXO 10. Planos detallados del dedo Anular

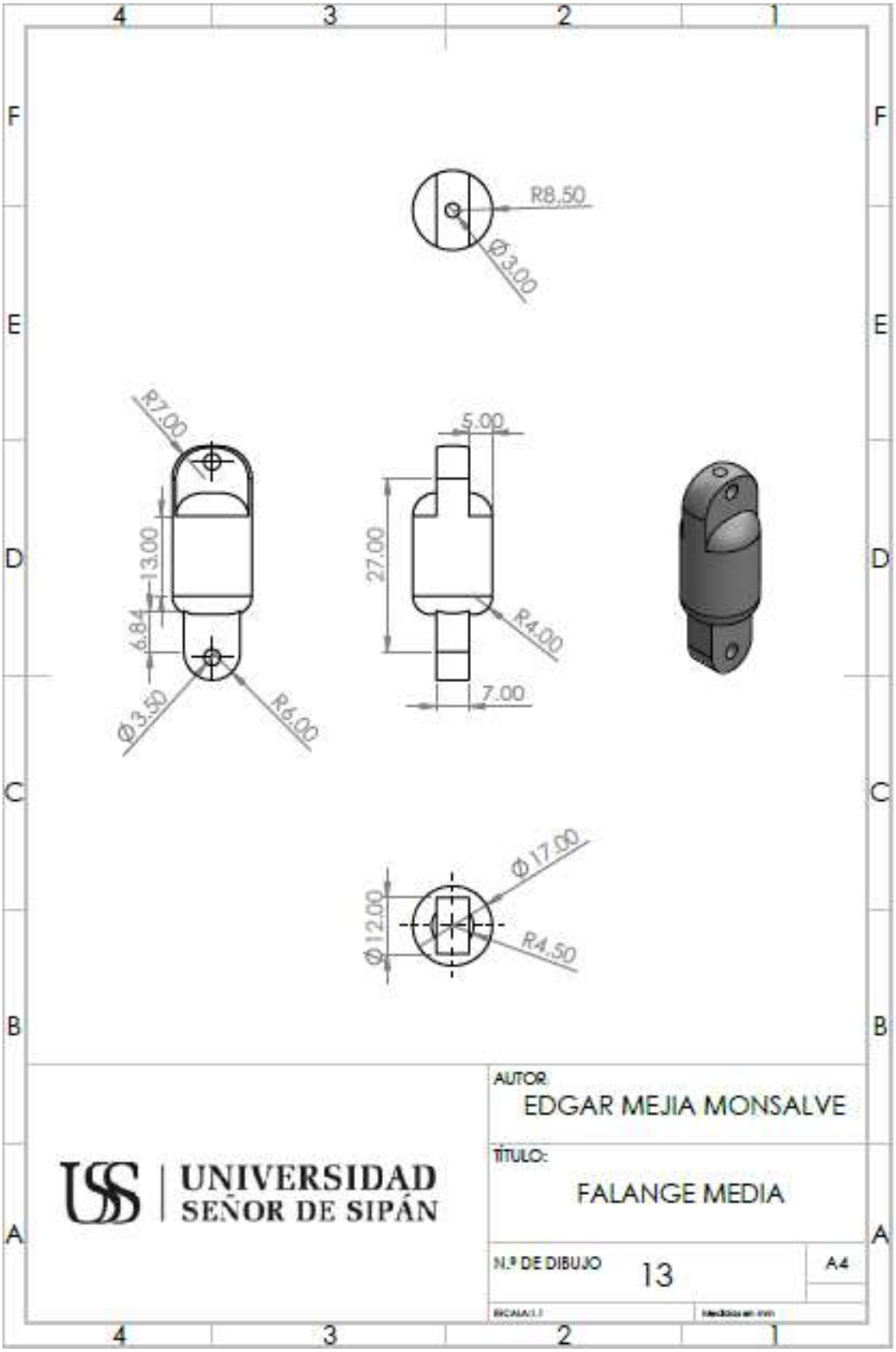


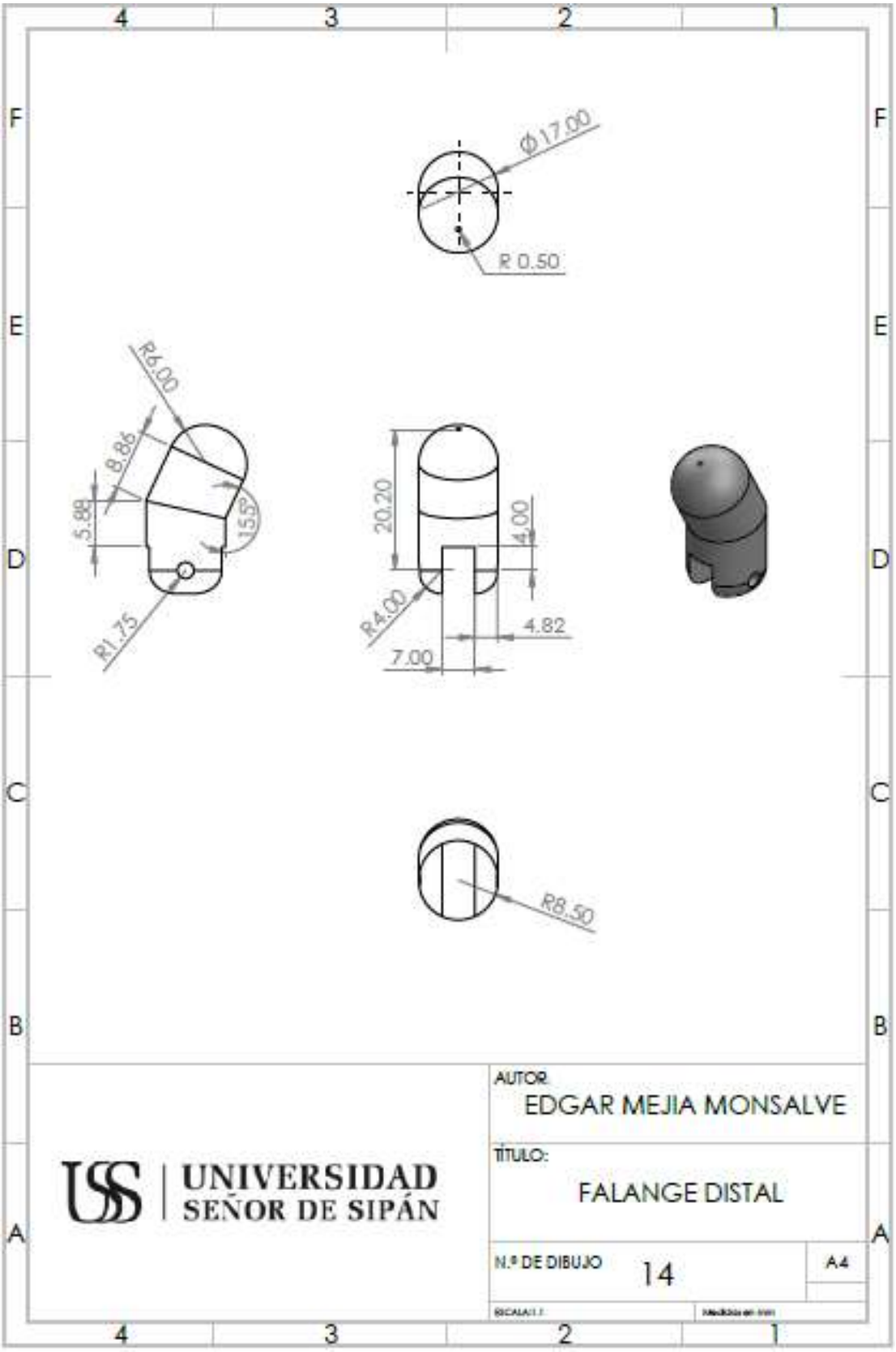

R10.00
Ø4.00
R6.00
13.10
5.39
R6.00
Ø3.50
6.50
5.86
25.50
R4.00
6.00
7.00
Ø20.00
Ø12.00
R5.00
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE MEDIA
N.º DE DIBUJO
10
A4
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN


Ø 20.00
R 2.00
R6.00
10.52
7.22
55°
R1.75
22.40
6.35
7.00
R4.00
R10.00
R4.00
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE DISTAL
N.º DE DIBUJO
11
A4
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN

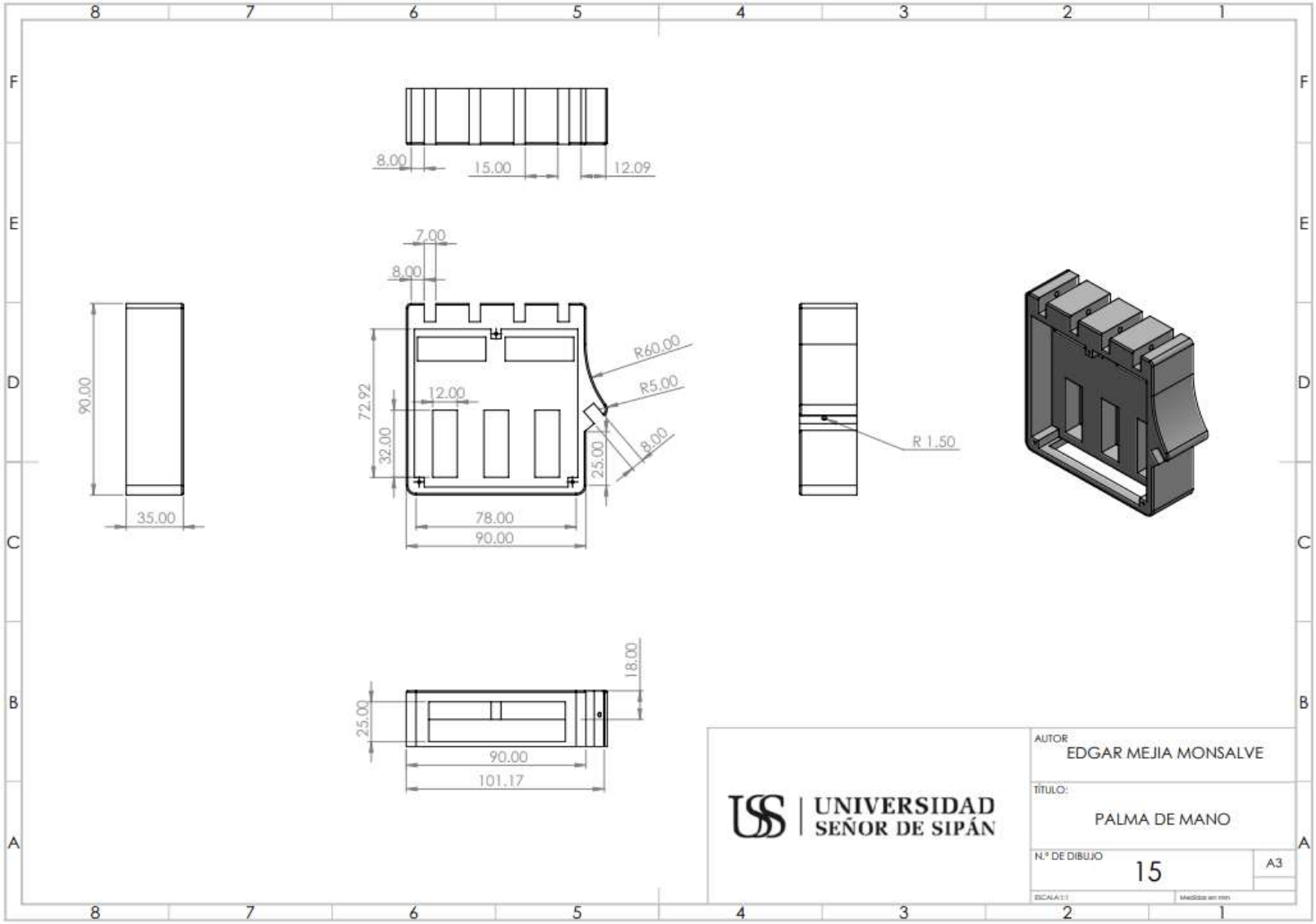
ANEXO 11. Planos detallados del dedo meñique



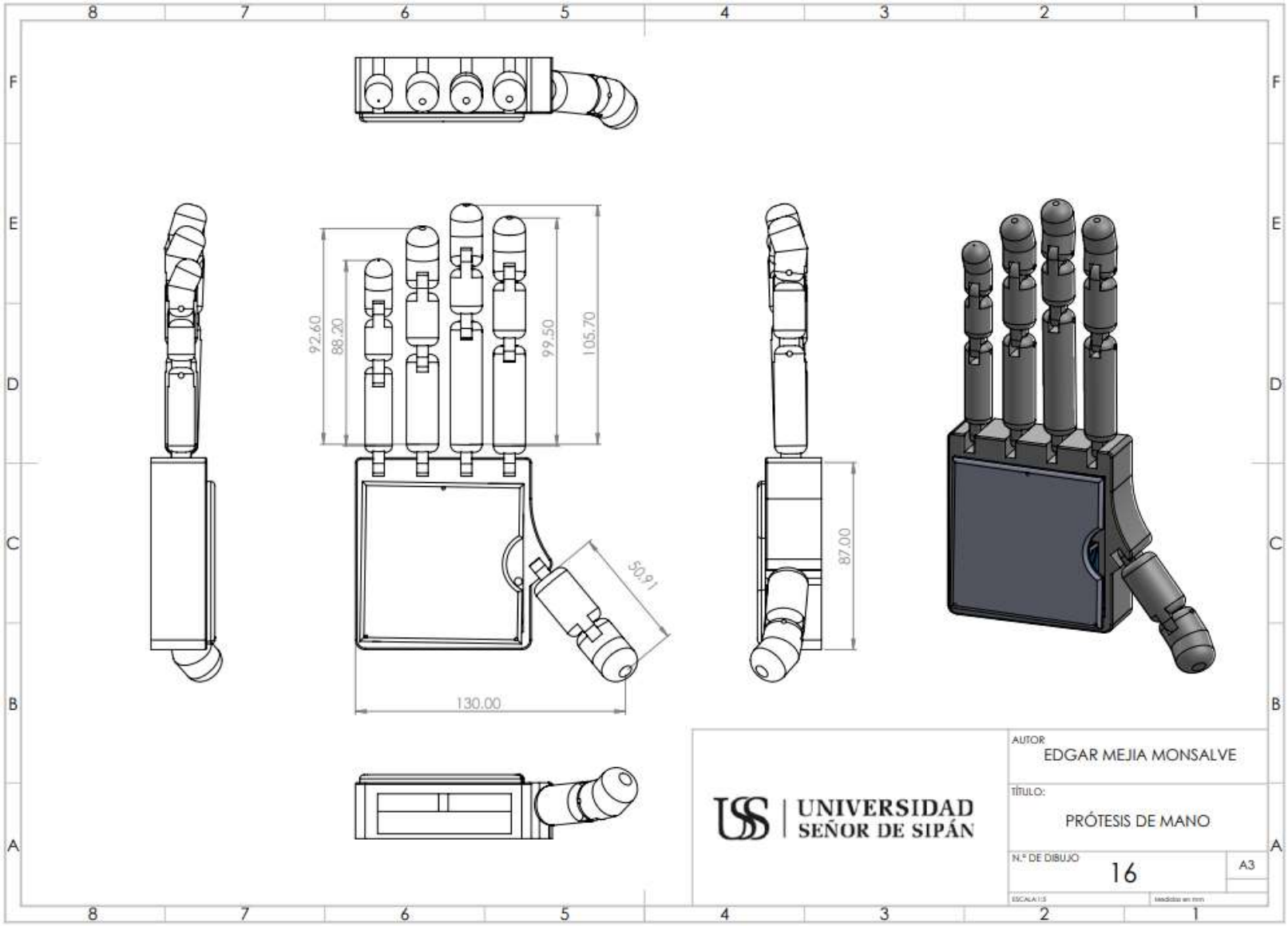

R8.50
Ø3.00
R7.00
13.00
6.84
Ø3.50
R6.00
5.00
27.00
R4.00
7.00
Ø17.00
Ø12.00
R4.50
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE MEDIA
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN
N.º DE DIBUJO
13
A4


Ø17.00
R 0.50
R6.00
8.86
5.88
15.5°
R1.75
20.20
4.00
R4.00
4.82
7.00
R8.50
AUTOR:
EDGAR MEJIA MONSALVE
TÍTULO:
FALANGE DISTAL
UNIVERSIDAD
SEÑOR DE SIPÁN
N.º DE DIBUJO
14
A4

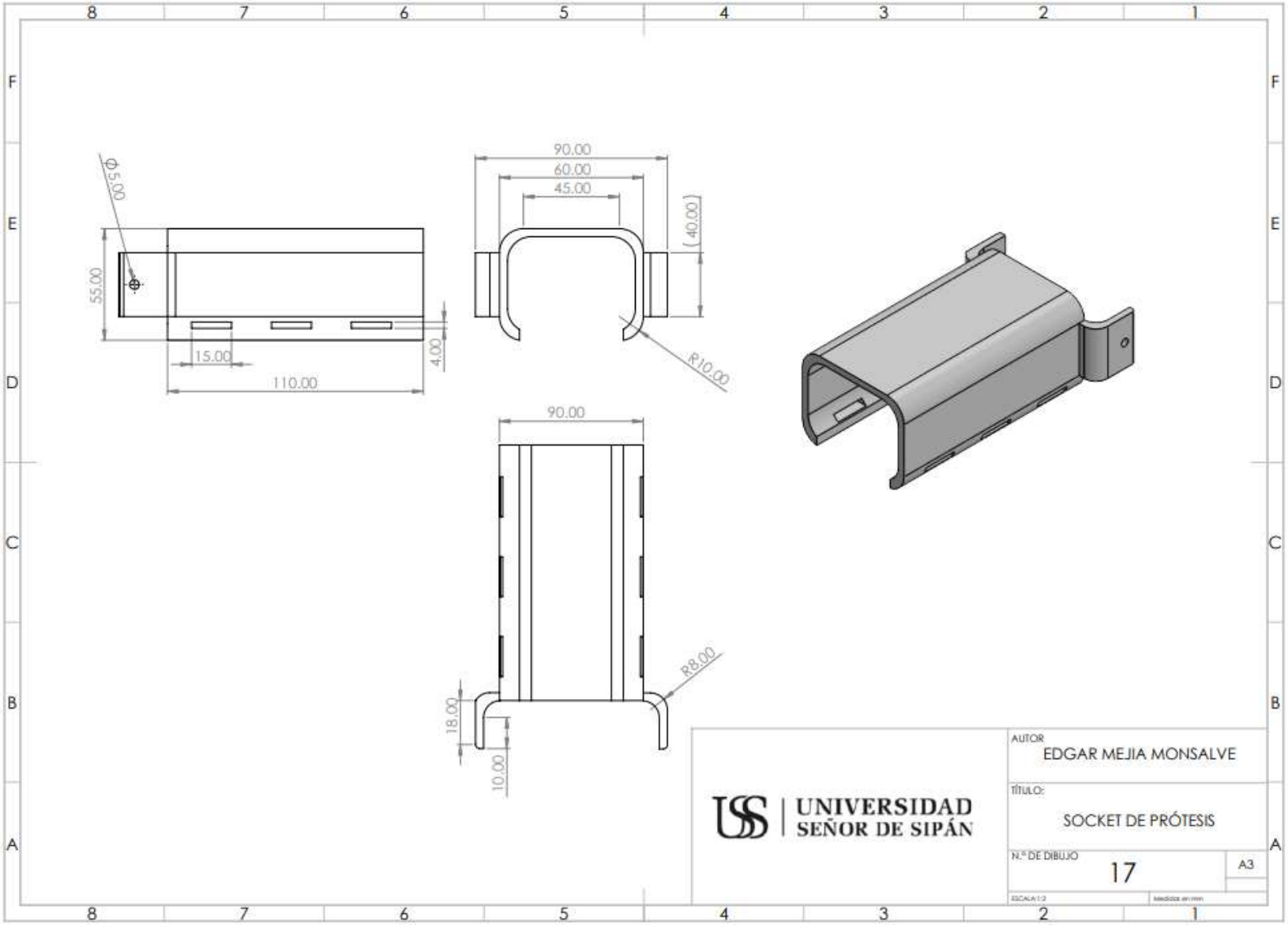
ANEXO 12: Planos detallados de la palma



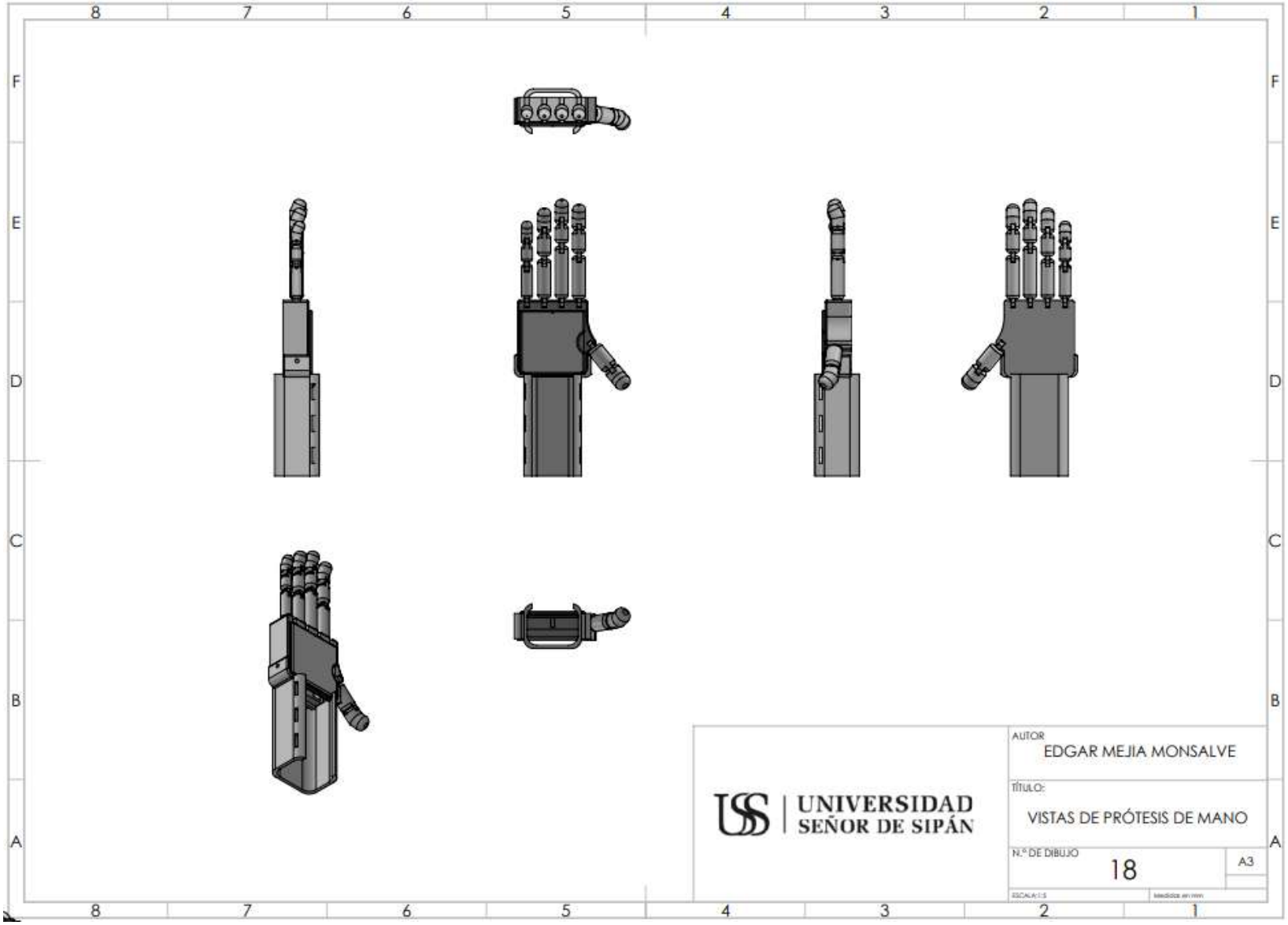
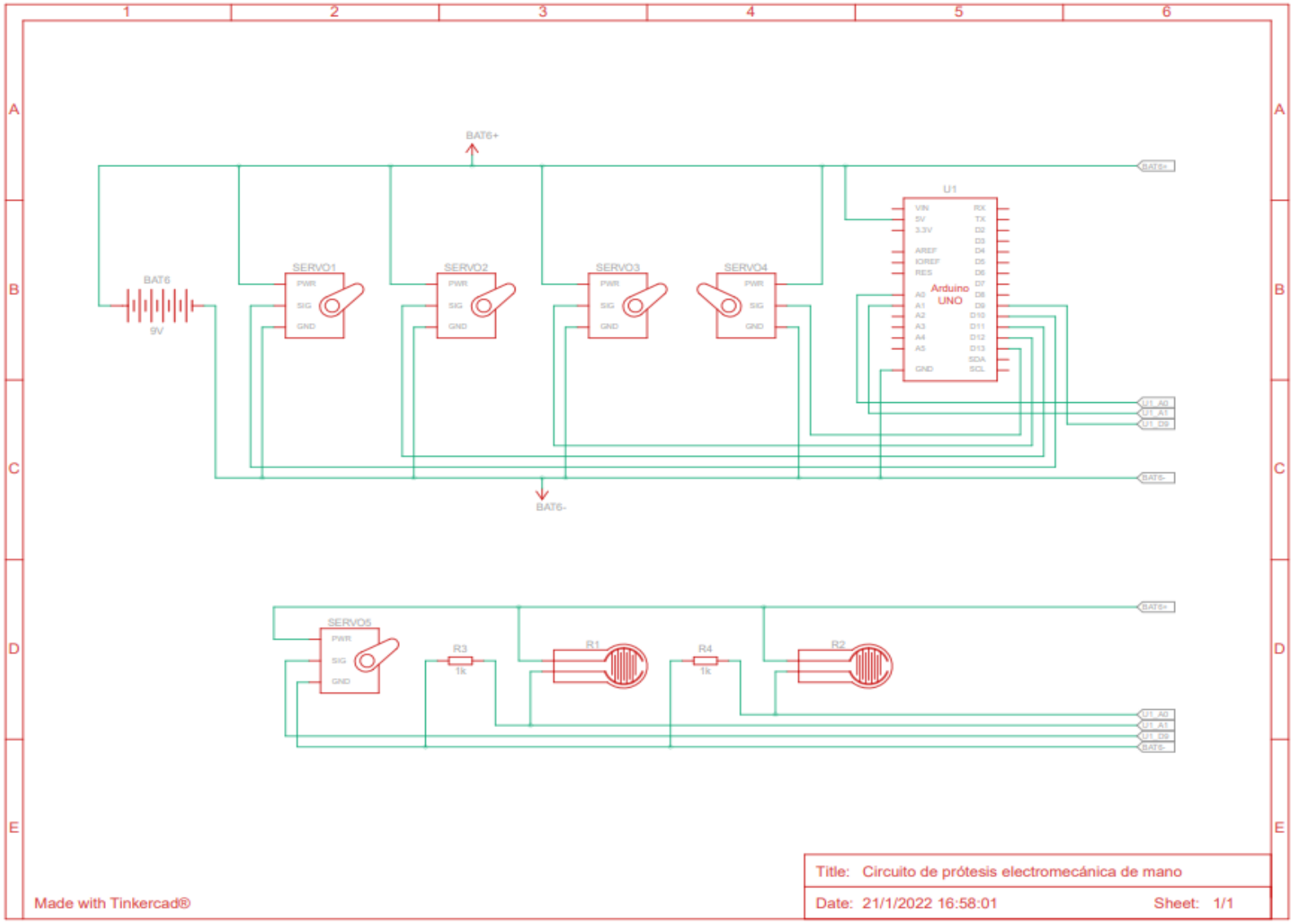
ANEXO 13: Planos detallados del prototipo de mano



ANEXO 14: Planos detallados del socket de la prótesis



ANEXO 15: Diseño de prótesis electromecánica



ANEXO 16: Planos de circuito Electrónico