

Escuela Superior Politécnica del Litoral

Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción

Diseño de un dispositivo robótico para escritura asistida de personas con movilidad
reducida

INGE-2534

Proyecto Integrador

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero en Mecatrónica

Presentado por:

Axcel Jeremy Espinoza Barrera

Isaac Elías Arce Castillo

Guayaquil - Ecuador

Año: 2024

Dedicatoria

Esta tesis está dedicada con todo mi corazón a mi familia, cuyo apoyo incondicional ha sido el pilar de mi fortaleza, y a Dios, quien ha iluminado y guiado cada etapa de mi vida. También, a mis amigos, cuya constancia, apoyo y fraternidad han sido vitales para que mi vida universitaria sea memorable. Este logro encapsula el amor, la dedicación y el esfuerzo conjunto de todos los que siempre me han acompañado.

Axcel Jeremy Espinoza Barrera

Dedicatoria

Dedico este proyecto a mis padres, Paul Arce y Lourdes Castillo, a mi hermana Milagros Arce, a mi novia Netti Jorgge, mi sobrina Leah Rosero con quienes comparto a diario y están allí para brindarme su apoyo en cualquier situación, además de los valores que me han inculcado y he podido demostrar a lo largo de toda mi carrera universitaria

Isaac Elias Arce Castillo

Agradecimientos

Ante todo, extiendo mi más profundo agradecimiento a mi familia, cuyo amor y apoyo incondicional han sido fundamentales en cada etapa de mi vida. Sin su presencia y constancia, este logro no habría sido posible. Agradezco también a todas las personas que me han acompañado durante mis estudios, compañeros y amigos que estuvieron a mi lado tanto en momentos desafiantes como en tiempos de celebración. Un reconocimiento especial a mi tutor de tesis, Ph.D. Carlos Saldarriaga, cuya constante exigencia de esforzarnos más ha sido fundamental para el éxito de este proyecto.

Axcel Jeremy Espinoza Barrera

Agradecimientos

Quiero expresar mi agradecimiento a Dios, por guiarme a lo largo de mi vida y permitirme poder conocer a personas increíbles en toda mi vida universitaria. A mis padres, Paul Arce y Lourdes Castillo, cuyo apoyo incondicional ha sido mi mayor fortaleza a lo largo de toda mi vida. Gracias por estar a mi lado, por el apoyo constante en momentos desafiantes y por el amor, dedicación y buenos valores. A mi novia Netti Jorgge, agradezco de todo corazón el apoyo y amor dentro de mi vida universitaria. Adicionalmente, quiero reconocer a mi hermana, Milagros Arce, por también formar parte de este proceso.

Isaac Elias Arce Castillo

Declaración Expresa

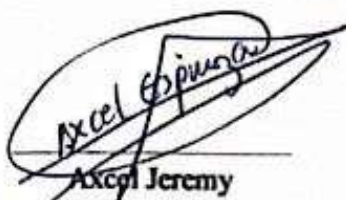
Nosotros Axcel Jeremy Espinoza Barrera e Isaac Elías Arce Castillo acordamos y reconocemos que:

La titularidad de los derechos patrimoniales de autor (derechos de autor) del proyecto de graduación corresponderá al autor o autores, sin perjuicio de lo cual la ESPOL recibe en este acto una licencia gratuita de plazo indefinido para el uso no comercial y comercial de la obra con facultad de sublicenciar, incluyendo la autorización para su divulgación, así como para la creación y uso de obras derivadas. En el caso de usos comerciales se respetará el porcentaje de participación en beneficios que corresponda a favor del autor o autores.

La titularidad total y exclusiva sobre los derechos patrimoniales de patente de invención, modelo de utilidad, diseño industrial, secreto industrial, software o información no divulgada que corresponda o pueda corresponder respecto de cualquier investigación, desarrollo tecnológico o invención realizada por mí/nosotros durante el desarrollo del proyecto de graduación, pertenecerán de forma total, exclusiva e indivisible a la ESPOL, sin perjuicio del porcentaje que me/nos corresponda de los beneficios económicos que la ESPOL reciba por la explotación de nuestra innovación, de ser el caso.

En los casos donde la Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación (OTRI) de la ESPOL comunique a los autores que existe una innovación potencialmente patentable sobre los resultados del proyecto de graduación, no se realizará publicación o divulgación alguna, sin la autorización expresa y previa de la ESPOL.

Guayaquil, 23 de mayo del 2024.



Axcel Jeremy
Espinoza Barrera



Isaac Elías
Arce Castillo

Evaluadores

Jorge Hurel, Ph.D.

Profesor de Materia

Carlos Saldarriaga, Ph.D.

Tutor de proyecto

Resumen

El presente proyecto tiene como objetivo desarrollar una prótesis robótica accesible y ergonómica que asista a personas con amputaciones de extremidades superiores en actividades de escritura. Se busca mejorar la independencia de los usuarios mediante una prótesis que permita la sujeción de instrumentos de escritura. Actualmente, las opciones existentes para este tipo de tareas específicas son limitadas y costosas. Durante el desarrollo del proyecto, se emplearon técnicas de diseño CAD y la fabricación de las piezas se realizó mediante impresión 3D utilizando PLA, un material resistente y ligero. El sistema se compone de dos pinzas paralelas, controladas por servomotores, que se accionan mediante un sensor de pulso muscular Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion, mientras que un sensor de fuerza permite regular la presión ejercida por las pinzas. Todo el control del sistema fue gestionado por un microcontrolador Arduino Nano. Los resultados mostraron que la prótesis es capaz de abrir y cerrar las pinzas con precisión, ajustando la presión aplicada para evitar daños en los objetos. Se concluye que esta prótesis es una solución viable, ligera y económica, que mejora significativamente la capacidad de escritura de los usuarios con amputaciones de extremidades superiores.

Palabras clave: Prótesis robótica, sensor mioeléctrico, control de fuerza, Arduino Nano, impresión 3D.

Abstract

The objective of this project is to develop an accessible and ergonomic robotic prosthesis to assist individuals with upper limb amputations in writing tasks. The aim is to improve the independence of users by providing a prosthesis that allows them to firmly hold writing instruments. Currently, available options for such specific tasks are limited and costly. During the project's development, CAD design techniques were employed, and the parts were manufactured using 3D printing with PLA, a strong and lightweight material. The system consists of two parallel clamps controlled by servomotors, which are actuated by a Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion, while a force sensor adjusts the pressure applied by the clamps. The entire system is managed by an Arduino Nano microcontroller. The results demonstrated that the prosthesis can precisely open and close the clamps, adjusting the pressure to avoid damaging objects. It is concluded that this prosthesis is a viable, lightweight, and economical solution that significantly enhances the writing abilities of users with upper limb amputations.

Keywords: *Robotic prosthesis, myoelectric sensor, force control, Arduino Nano, 3D printing.*

Índice General

Resumen.....	I
Abstract.....	II
Índice General.....	III
Abreviaturas.....	VII
Simbología.....	VIII
Índice de imágenes.....	IX
Índice de tablas.....	XIII
Índice de planos.....	XIV
Capítulo 1.....	1
1.1 Introducción.....	2
1.2 Descripción del problema.....	4
1.3 Justificación del problema.....	4
1.4 Objetivos.....	5
1.4.1 Objetivo general.....	5
1.4.2 Objetivos específicos.....	6
1.5 Marco teórico.....	6
1.5.1 Fisiología del miembro superior.....	6
1.5.2 Amputaciones.....	8
1.5.3 Prótesis de miembro superior.....	10
1.5.4 Señal Mioeléctrica.....	12
1.5.4.1 Características.....	13
1.5.4.2 Adquisición de la señal mioeléctrica.....	14
1.5.4.3 Dispositivos Destacados para la Detección.....	16
1.5.5 Estado del arte.....	19

1.5.6	Fundamentos electrónicos.....	21
1.5.6.1	Amplificación	21
1.5.6.2	Amplificador operacional	21
1.5.7	Impresión 3D	24
1.5.8	Agarre de un robot.	27
1.5.9	Estabilidad del agarre.....	28
1.5.10	Teoría de la matriz de agarre.....	29
Capítulo 2.....		30
2.1	Metodología	31
2.1.1	Requerimientos de diseño	31
2.1.2	Selección de alternativas.....	32
2.2	Metodología de diseño	35
2.3	Diseño conceptual	36
2.3.1	Componentes del diseño	37
2.4	Parámetros de diseño mecánico	38
2.4.1	Diseño mecánico del dispositivo	38
2.5	Parámetros de diseño electrónico.....	44
2.5.1	Selección de componentes	44
2.5.1.1	Microcontrolador	44
2.5.1.2	Servomotor.....	45
2.5.1.3	Sensor de pulso muscular.....	46
2.5.1.4	Sensor de fuerza.....	47
2.5.1.5	Módulo regulador de voltaje step-down	49
2.5.1.6	Baterías	49
2.5.2	Sistema de control.....	51

2.5.2.1	Sistema de calibración de contracciones musculares.....	51
2.5.2.2	Accionamiento de los servomotores	52
2.5.2.3	Control PID.....	52
2.5.2.4	Flujo de control.....	53
2.5.2.5	Ajuste de parámetros del control PID.....	54
Capítulo 3.....		57
3.1	Resultados y análisis	58
3.1.1	Componentes del diseño mecánico del dispositivo	58
3.2	Vista del dispositivo Impreso	64
3.2.1	Ensamble superior.....	64
3.2.2	Antebrazo impreso	65
3.2.3	Ensamble posterior.....	67
3.3	Funcionamiento del mecanismo de sujeción.....	68
3.3.1	Descripción del diseño mecánico.....	68
3.3.1.1	Análisis estático	69
3.3.1.2	Análisis de puntos de contacto.....	71
3.4	Descripción del diseño de control	73
3.4.1	Diseño de Control	73
3.4.1.1	Calibración de las contracciones musculares.....	73
3.4.1.2	Control PID.....	74
3.5	Análisis de costos	76
Capítulo 4.....		79
4.1	Conclusiones y recomendaciones.....	80
4.1.1	Conclusiones	80
4.1.2	Recomendaciones	81

Referencias.....	82
Apéndice	87

Abreviaturas

EMG	Electromiografía
sEMG	Electromiograma de superficie
PLA	Ácido poliláctico
FDM	Fused Deposition Modeling
CA	Corriente alterna
OMS	Organización Mundial de la Salud
CONADIS	Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades

Simbología

mm	Milímetro
cm	Centímetro
V	Voltio
N	Newton
Nm	Newton metro
mA	miliamperios
gr	Gramos
Lbf	Libra Fuerza
GPa	Gigapascal
rpm	Revolución por minuto
min	Minutos
Hz	Hercio
dBA	Decibelio ponderado

Índice de imágenes

Figura 1.1 Estadísticas de los tipos de discapacidades en la ciudad de Guayaquil	2
Figura 1.2 Niño con amputaciones en sus brazos utilizando una prótesis para pintar.....	3
Figura 1.3 Niña con amputaciones sostiene un pincel con sus muñones.....	5
Figura 1.4 Principales músculos del miembro superior: (a) vista frontal del cuerpo humano, (b) vista posterior del cuerpo humano.	7
Figura 1.5 Tipos de amputaciones de miembros superiores	10
Figura 1.6 Ejemplo De Prótesis Pasiva.....	11
Figura 1.7 Ejemplo De prótesis mecánica	11
Figura 1.8 Ejemplo De prótesis mioeléctricas	12
Figura 1.9 Ejemplo De Prótesis Híbridas	12
Figura 1.10 Principales características de las señales EMG	14
Figura 1.11 Sensores 3M Red Dot	15
Figura 1.12 Lugares de colocación de electrodos	16
Figura 1.13 MyoWare Muscle Sensor de SparkFun	17
Figura 1.14 Myo Armband.....	17
Figura 1.15 Sensor EMG OYMotion.....	18
Figura 1.16 Wall front Sensor EMG	19
Figura 1.17 Prótesis de referencia de la empresa Ottobock.....	20
Figura 1.18 Prótesis Elaborada por la Empresa Ossur.....	20
Figura 1.19 Relación de la amplificación (ganancia)	21
Figura 1.20 Amplificador operacional (a) op-amp típico, (b) símbolo del op-amp.....	21
Figura 1.21 Amplificador inversor.....	22

Figura 1.22 Amplificador no inversor.....	23
Figura 1.23 Amplificador sumador.....	23
Figura 1.24 Amplificador diferencial.....	24
Figura 1.25 Código G útil para que la impresora 3D pueda imprimir las piezas diseñadas.....	25
Figura 1.26 Impresora ENDER-3 S1 PRO.....	26
Figura 1.27 Impresora 3D Artillery Genius.....	27
Figura 2.1 Diagrama de metodología de diseño.....	36
Figura 2.2 Diseño en el software Meshmixer.....	37
Figura 2.3 Vista superior de la parte del Bíceps (punto de anclaje).....	38
Figura 2.4 Vista inferior de la parte del Bíceps (punto de anclaje).....	39
Figura 2.5 Vista superior en perspectiva del antebrazo.....	40
Figura 2.6 Vista superior en perspectiva del antebrazo.....	40
Figura 2.7 Vista superior en perspectiva del antebrazo 1.....	41
Figura 2.8 Vista superior en perspectiva del antebrazo 1.....	41
Figura 2.9 Vista inferior del antebrazo 1.....	42
Figura 2.10 Vista superior en perspectiva de la Tapa 1.....	42
Figura 2.11 Vista inferior en perspectiva de la Tapa 1.....	43
Figura 2.12 Vista superior en perspectiva de la mano.....	43
Figura 2.13 Arduino Nano y pines de conexión.....	45
Figura 2.14 Tower Pro Micro-servomotor 9g SG90.....	45
Figura 2.15 Gravity Analog EMG Sensor by OYMotion.....	46
Figura 2.16 Señales mioeléctricas detectadas usando Gravity Analog EMG Sensor.....	47
Figura 2.17 Sensor de Fuerza FSR402.....	47
Figura 2.18 Gráfica de Voltaje vs Fuerza del sensor FSR402.....	48

Figura 2.19 Gráfica de Resistencia vs Fuerza del sensor FSR402	48
Figura 2.20 CN6009 DC-DC módulo regulador de voltaje.....	49
Figura 2.21 Baterías recargables BRC 18650 4800 mAh, 3.7V li-ion	50
Figura 2.22 Flujo del proceso de calibración EMG.....	51
Figura 2.23 Diagrama del sistema de control	53
Figura 2.24 Flujo de funcionamiento del sistema.....	54
Figura 2.25 Flujo para el ajuste del control PID (optimización de K_p y K_i).....	55
Figura 2.26 Flujo para el ajuste del control PID (optimización de K_d y validación).....	56
Figura 3.1 Vista superior en perspectiva del prototipo final.....	59
Figura 3.2 Vista superior en perspectiva del nuevo Bíceps o Punto de anclaje.....	60
Figura 3.3 Vista superior de la tapa para el soporte de baterías.....	60
Figura 3.4 Vista superior en perspectiva del nuevo Antebrazo 1	61
Figura 3.5 Vista frontal en perspectiva de la nueva mano en el software de inventor.....	62
Figura 3.6 Vista posterior de la nueva mano en el software de inventor	62
Figura 3.7 Vista lateral izquierda de la pinza.....	63
Figura 3.8 Vista superior del engrane	63
Figura 3.9 Vista inferior del engrane	64
Figura 3.10 Vista en perspectiva del Ensamble superior impresa.....	64
Figura 3.11 Vista en perspectiva lateral del Ensamble superior impreso	65
Figura 3.12 Vista en perspectiva superior del Antebrazo impreso.....	65
Figura 3.13 Vista en perspectiva lateral del Antebrazo impreso.....	66
Figura 3.14 Vista en perspectiva superior del Ensamble posterior impreso	67
Figura 3.15 Vista en perspectiva superior del Ensamble posterior impreso	67
Figura 3.16 Vista superior en perspectiva del ensamble de la pinza.....	68

Figura 3.17 Vista lateral izquierda en perspectiva de la pinza.....	69
Figura 3.18 Vista del análisis de esfuerzos de Von Mises.....	70
Figura 3.19 Vista del análisis de desplazamiento de la Garra.....	71
Figura 3.20 Gráfica de señales de pulso muscular.....	74
Figura 3.21 Gráfica de estabilización de la señal de fuerza.....	75

Índice de tablas

Tabla 1.1 Tipos de amputaciones del miembro superior.....	9
Tabla 2.1 Requerimientos de Diseño	31
Tabla 2.2 Pesos Específicos de los Criterios.....	33
Tabla 2.3 Criterios y sus relevancias.....	33
Tabla 2.4 Evaluación de soluciones según el criterio de Facilidad de Uso	33
Tabla 2.5 Evaluación de soluciones según el criterio de Comodidad.....	34
Tabla 2.6 Evaluación de soluciones según el criterio de Costo	34
Tabla 2.7 Evaluación de Soluciones según el Criterio de Complejidad	34
Tabla 2.8 Conclusiones de la Matriz de Decisión.....	35
Tabla 3.1 Masas de los componentes	58
Tabla 3.2 Parámetros del control PID	76
Tabla 3.3 Costos de los trabajos de ingeniería.....	77
Tabla 3.4 Costos de los componentes y el valor total del proyecto	77

Índice de planos

PLANO 1	Ensamble principal
PLANO 2	Bíceps
PLANO 3	Tapa del bíceps
PLANO 4	Antebrazo principal
PLANO 5	Antebrazo secundario
PLANO 6	Tapa del antebrazo secundario
PLANO 7	Soporte para pinza
PLANO 8	Engranaje del sistema piñón-cremallera
PLANO 9	Pinza

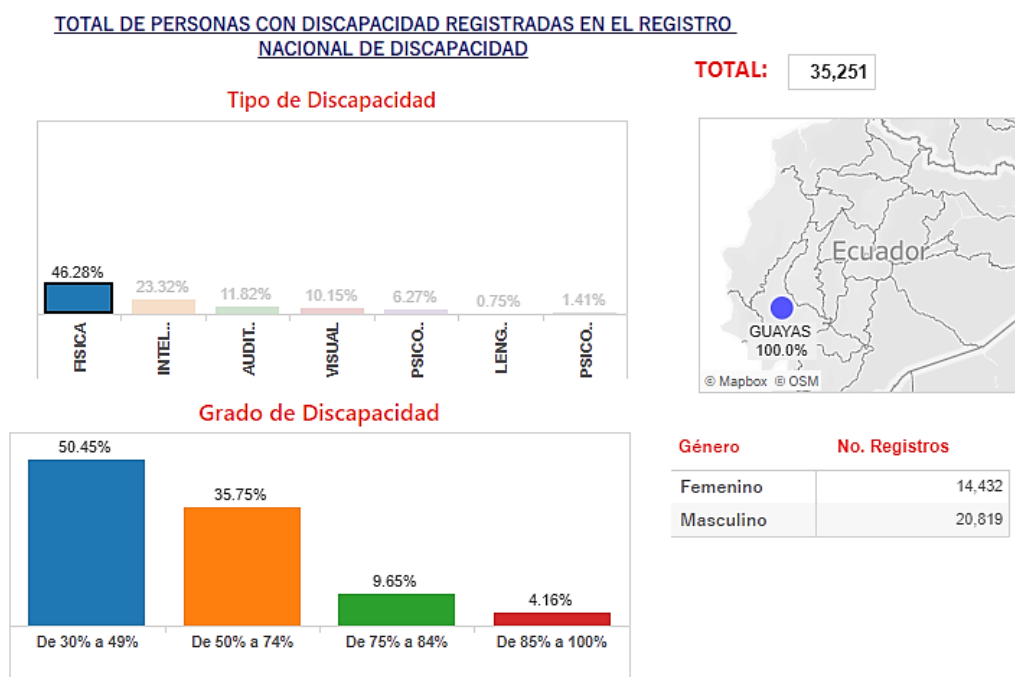
Capítulo 1

1.1 Introducción

Según el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), en Ecuador hay 480,776 personas registradas con alguna discapacidad. El 24.38% de estas personas reside en la provincia del Guayas, siendo Guayaquil la ciudad con mayor concentración, con 76,169 personas. De esta cifra, tal como se analiza en la **Figura 1.1**, el 46.28% (35,251 individuos) presenta una discapacidad física, de los cuales 19,572 tienen dificultades motrices en la parte superior del cuerpo. Estos datos destacan la necesidad de soluciones específicas para mejorar la calidad de vida de estas personas [1].

Figura 1.1

Estadísticas de los tipos de discapacidades en la ciudad de Guayaquil



Nota: Gráficos estadísticos obtenido del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) [1]

En el ámbito educativo, Guayaquil cuenta con 3,386 estudiantes con discapacidad física, distribuidos en diferentes niveles, desde la educación básica hasta la universitaria. Además, 7,954

personas con discapacidad física están laboralmente activas, lo que subraya la importancia de proporcionar apoyos adecuados que promuevan su inclusión educativa y laboral.

A nivel global, la Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que aproximadamente 30 millones de personas requieren una prótesis o dispositivo ortopédico [2]. Una proporción significativa ha sufrido amputaciones de miembros superiores, lo que les genera dificultades en tareas que requieren precisión, como la escritura o pintura, así como se observa en la **Figura 1.2**. Esta habilidad es necesaria tanto en la vida académica como en el entorno laboral, y su carencia limita significativamente la participación social plena y afecta la independencia y autoestima de quienes la padecen.

Figura 1.2

Niño con amputaciones en sus brazos utilizando una prótesis para pintar



Nota: Imagen obtenida de [3]

1.2 Descripción del problema

Las personas con amputaciones en brazos o manos enfrentan desafíos significativos para realizar actividades cotidianas como la escritura, una habilidad esencial para la educación, el trabajo y la integración social. Las prótesis tradicionales no ofrecen la precisión necesaria para realizar esta tarea de manera eficiente. Aunque existen prótesis avanzadas, como las mioeléctricas, estas son costosas, complejas y difíciles de manejar, lo que limita su accesibilidad para una gran parte de la población. Además, el mantenimiento especializado que requieren aumenta aún más su costo, lo que las convierte en una opción poco viable para muchos. La falta de dispositivos accesibles y específicos para la escritura deja a las personas con discapacidades motrices sin soluciones adecuadas, afectando su independencia y participación plena en la sociedad.

1.3 Justificación del problema

El desarrollo de una prótesis específicamente diseñada para la escritura es esencial para mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones de extremidades superiores. Las prótesis convencionales, a menudo costosas y de uso estético, no ofrecen la funcionalidad requerida para tareas específicas como la escritura. Esto afecta especialmente a quienes no pueden acceder a tecnologías avanzadas debido a su alto costo o complejidad.

Para niños y adolescentes, estas limitaciones son especialmente problemáticas, como se muestra en la **Figura 1.3**, ya que la escritura es una habilidad crucial que se desarrolla durante la infancia y la adolescencia. La falta de acceso a soluciones adecuadas puede impactar negativamente su rendimiento académico y sus oportunidades futuras. Las prótesis mioeléctricas y los dispositivos robóticos existentes, aunque efectivos, suelen ser prohibitivos por su alto costo y complejidad de uso, lo que refuerza la necesidad de desarrollar alternativas más accesibles y sencillas.

Figura 1.3

Niña con amputaciones sostiene un pincel con sus muñones



Nota. Imagen obtenida de [4]

Una prótesis centrada en la escritura no solo simplifica el diseño y reduce costos, sino que también permite a los usuarios mejorar su independencia y autoestima, promoviendo su inclusión en actividades académicas y profesionales. Desarrollar un dispositivo funcional y accesible no solo aborda una necesidad urgente, sino que también avanza en el campo de la tecnología asistiva, ofreciendo una solución práctica que mejora significativamente la calidad de vida de los usuarios y promueve la igualdad de oportunidades.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Desarrollar un dispositivo robótico ergonómico y económicamente accesible, diseñado específicamente para asistir en la escritura a personas con amputaciones de extremidades superiores, con el fin de mejorar su independencia y calidad de vida.

1.4.2 Objetivos específicos

1. Desarrollar un prototipo de prótesis mioeléctrica personalizable que integre ligereza y funcionalidad, especialmente optimizada para facilitar la escritura.
2. Implementar un sistema de control de fuerza preciso que permita un manejo eficiente y delicado de herramientas de escritura.
3. Optimizar los costos de producción para que el dispositivo sea asequible, ampliando así su disponibilidad.

1.5 Marco teórico

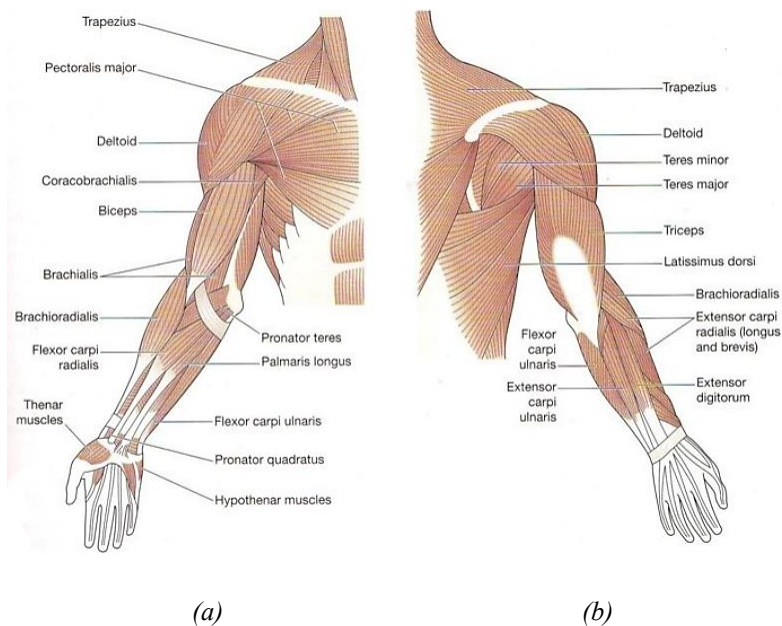
La capacidad de escribir es fundamental para la interacción social, el entretenimiento, actividades cognitivas, desarrollo personal y profesional entre otros. Debido a la relevancia de escribir, muchas empresas líderes en el mercado de prótesis ofrecen soluciones que mejoran la calidad de vida de las personas con amputaciones o discapacidades en sus extremidades superiores. Con la finalidad de expresar de mejor manera el contexto del proyecto, se tratan temas de suma relevancia en el marco teórico.

1.5.1 Fisiología del miembro superior

Los miembros superiores están compuestos por tejidos neurovasculares, linfáticos, musculares y óseos. Esta compleja composición facilita la realización de actividades diarias. Es fundamental entender la estructura anatómica y los músculos del hombro, brazo, codo, mano, antebrazo y muñeca para estudios avanzados de biomecánica. En la **Figura 1.4** podemos ver la composición de la anatomía de la parte superior.

Figura 1.4

Principales músculos del miembro superior: (a) vista frontal del cuerpo humano, (b) vista posterior del cuerpo humano.



Nota. Imagen obtenida de [5]

El hombro se forma principalmente por la clavícula y la escápula, que se articulan con el húmero proximal. Los músculos intrínsecos de soporte incluyen el deltoides, teres mayor, teres menor, trapecio, pectoral mayor, coracobraquial y dorsal ancho [6].

El brazo se extiende desde el hombro hasta el codo, siendo el húmero el único hueso que proporciona estructura en esta área. Los músculos principales que controlan el movimiento del brazo incluyen el bíceps, tríceps y el músculo braquial [7].

El codo es una articulación sinovial tipo bisagra entre el húmero, el radio y el cúbito, que permite un movimiento controlado. La inervación en el codo incluye varios nervios, destacando el nervio musculocutáneo que inerva el bíceps braquial.

El antebrazo se compone de dos grupos musculares principales: intrínsecos y extrínsecos. Los intrínsecos son responsables de la pronación y la supinación del radio y el cúbito, mientras que los extrínsecos controlan la flexión y extensión de los dedos.

La muñeca está compuesta por dos filas de huesos carpianos proximales y distales, esenciales para el movimiento de la muñeca. La mano, con 27 huesos divididos en carpianos, metacarpianos y falanges, es controlada por 31 músculos, proporcionando una amplia gama de movimientos precisos.

1.5.2 Amputaciones

Las amputaciones de miembros superiores implican la remoción parcial o total de una extremidad debido a lesiones traumáticas o enfermedades. El objetivo es preservar la salud del paciente y mejorar su calidad de vida a través de rehabilitación y el uso de prótesis adecuadas. Según la OMS, menos del 5% de la población en los países en desarrollo tiene acceso a servicios de rehabilitación. [8]

A continuación, la Tabla 1.1 que describe los diferentes tipos de amputaciones de miembros superiores, y se puede visualizar en la **Figura 1.5**.

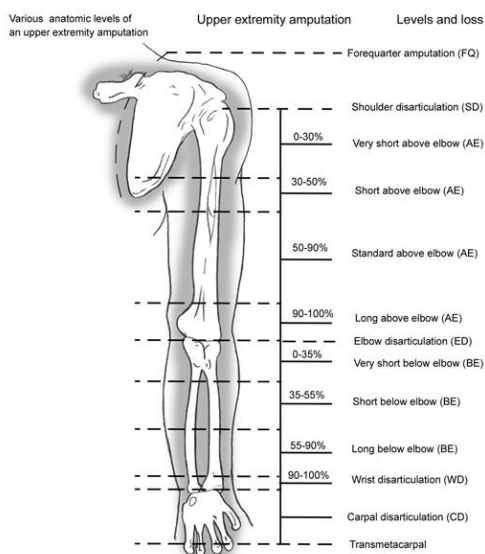
Tabla 1.1*Tipos de amputaciones del miembro superior*

Tipo	Definición
Amputación de mano parcial o completa (Transcarpal)	Es la amputación de la parte de los dedos hasta la amputación completa de la mano. La pérdida del pulgar es la más grave, ya que impide agarrar, manipular o levantar objetos. [9]
Amputación por desarticulación de la muñeca	Implica la amputación completa de la mano y la muñeca. [9]
Amputación por debajo del codo (Transradial)	Se refiere a la amputación parcial del antebrazo, extirpando el brazo del codo. [9]
Amputación por desarticulación del codo	Amputación que ocurre justo a la altura del codo, afectando el antebrazo. [9]
Amputación por encima del codo (Transhumeral)	Se refiere a la amputación del brazo por encima del codo. [9]
Amputación por desarticulación del hombro	Esta amputación implica la remoción total del brazo, así como del omóplato y la clavícula. [9]
Amputación interscapulotorácica (Cuartel general)	Consiste en la amputación de todo el brazo, una parte de la clavícula, y la división de los vasos subclavios. [9]

Nota. Información obtenida de *physiopedia* [10].

Figura 1.5

Tipos de amputaciones de miembros superiores

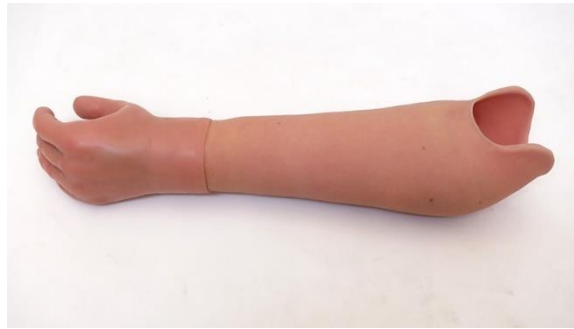


Nota: Imagen obtenida de [10]

1.5.3 Prótesis de miembro superior

Existen diversos tipos de prótesis diseñadas para personas con amputaciones de extremidades superiores, cada una con características y funcionalidades específicas que buscan restaurar, en la medida de lo posible, la movilidad y funcionalidad perdidas.

Primero, las prótesis pasivas son principalmente estéticas, y están destinadas a mejorar la apariencia de la extremidad perdida como se puede observar en la **Figura 1.6**. También pueden facilitar actividades ligeras, como estabilizar o apoyar objetos [11]

Figura 1.6*Ejemplo De Prótesis Pasiva*

Nota: Imagen obtenida de [12]

Continuando con las prótesis mecánicas (**Figura 1.7**), también conocidas como prótesis corporales, funcionan a través de un sistema de cables y poleas que permiten realizar movimientos como abrir y cerrar una mano protésica. Estas prótesis son conocidas por ser robustas y más económicas, aunque requieren un mayor esfuerzo físico del usuario para su operación. [13]

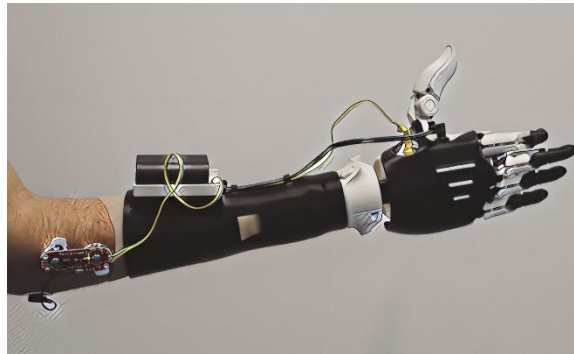
Figura 1.7*Ejemplo De prótesis mecánica*

Nota: Imagen obtenida de [14]

Las prótesis mioeléctricas (**Figura 1.8**), aquellas que detectan señales eléctricas de los músculos residuales para controlar motores, permiten movimientos más naturales y precisos. Estas prótesis representan un avance tecnológico considerable, aunque suelen ser más costosas y demandan un mayor mantenimiento. [15]

Figura 1.8

Ejemplo De prótesis mioeléctricas



Nota: Imagen obtenida de [16]

Finalmente, las prótesis híbridas (**Figura 1.9**) combinan características tanto de las prótesis mecánicas como de las mioeléctricas. Por ejemplo, un brazo híbrido puede tener una mano mioeléctrica y un codo controlado por cables, aprovechando las ventajas de ambos tipos. [13]

Figura 1.9

Ejemplo De Prótesis Híbridas



Nota: Imagen obtenida de [17]

1.5.4 Señal Mioeléctrica

La señal mioeléctrica (EMG) se genera por la excitabilidad de las fibras musculares durante la contracción muscular, representando la actividad neuromuscular. Estas señales son cruciales

para entender la interacción entre la actividad muscular y las señales eléctricas en el cuerpo, lo que tiene aplicaciones significativas en el campo de la ingeniería biomédica [18].

La señal EMG presenta un ancho de banda de 10 a 300 Hz, con un punto óptimo alrededor de 100 Hz, y su amplitud puede variar desde microvoltios hasta 10 mV dependiendo de la fuerza y la naturaleza de la contracción muscular [19].

Funciones vitales como el latido del corazón, la respiración y el pensamiento ocurren a través de impulsos eléctricos que generan diferencias en el potencial eléctrico por partículas ionizadas como potasio (K), cloro (Cl), sodio (Na) y calcio (Ca). Estos impulsos son conocidos como potenciales de acción, que se transmiten a los músculos a través de las neuronas motoras.

Una unidad motora se compone de una neurona motora en la médula espinal, su axón, y las fibras musculares que inerva. La actividad de una unidad motora, conocida como Potencial de Unidad Motora (PUM), es el elemento individual mínimo de contracción muscular.

1.5.4.1 Características

La comprensión de las características de la señal mioeléctrica es fundamental para su aplicación efectiva en dispositivos protésicos y otros sistemas de control muscular [20], también se pueden observar en la **Figura 1.10**.

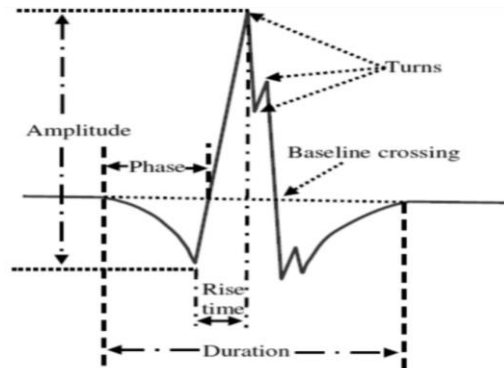
Las características principales son:

- **Amplitud:** Es la diferencia de voltaje entre el pico negativo máximo y el pico positivo máximo dentro de la duración de un Potencial de Unidad Motora (PUM).
- **Frecuencia:** La frecuencia de la señal EMG se define como el intervalo de tiempo entre la primera y la última aparición de la forma de onda que supera un umbral de amplitud predefinido.

- **Fase:** La fase de la señal EMG se refiere a una sección del PMU entre dos cruces de línea base y alcanza un valor absoluto de amplitud mayor a 0.02 mV.

Figura 1.10

Principales características de las señales EMG



Nota: Imagen obtenida de [18]

Los avances en la tecnología de adquisición de la señal EMG han mejorado significativamente la precisión y la utilidad de estas mediciones en aplicaciones clínicas y de investigación. Los electrodos, que pueden ser invasivos o no invasivos, son necesario en la captura de estas señales.

1.5.4.2 Adquisición de la señal mioeléctrica

Recientemente, la electromiografía ha adquirido un creciente protagonismo debido a sus aplicaciones y avances en el ámbito de la ingeniería biomédica. Este proceso consiste en capturar las diferencias en el potencial eléctrico de los músculos, mediante el uso de transductores que transforman estas mediciones físicas en señales eléctricas para ser procesadas por circuitos electrónicos. Los electrodos funcionan como transductores esenciales, captando las señales eléctricas de los músculos sin alterar sus propiedades físicas originales [19].

Conocidos también como transductores, los electrodos son fundamentales para transformar la señal EMG capturada en información útil sobre la diferencia de potencial. Estos dispositivos convierten las corrientes iónicas del tejido vivo en corrientes electrónicas que pueden fluir a través de conductores metálicos. Los electrodos se clasifican en invasivos y no invasivos. Los invasivos son insertados quirúrgicamente dentro del músculo para mediciones directas y profundas, mientras que, los no invasivos son colocados en la superficie de la piel con un gel que minimiza el ruido. Estos últimos puede ser clasificados en:

- **Monopolar:** Capturan la señal EMG directamente sin una referencia debido a su capacidad de penetrar profundamente en el músculo.
- **Bipolar:** Utilizan dos electrodos para medir y comparar las diferencias de potencial del músculo, incorporando una referencia para mejorar la precisión.

En los electrodos que más destacan están los 3M Red Dot (**Figura 1.11**), que son electrodos no invasivos desechables con un gel que se adhiere a la piel, fabricados de espuma con un sensor de plástico recubierto de plata/cloruro de plata [21].

Figura 1.11

Sensores 3M Red Dot



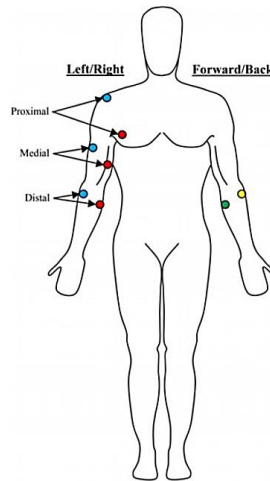
Nota: Imagen obtenida de [22]

Según el Proyecto SENIAM, se recomienda colocar dos electrodos bipolares a una distancia de 20 mm para una captura óptima de la señal con el mínimo ruido, como se puede

observar en la **Figura 1.12**, cuidando de no exceder $1/4$ de la longitud de la fibra muscular para evitar efectos adversos sobre los tendones.

Figura 1.12

Lugares de colocación de electrodos



Nota: Imagen obtenida de [23]

1.5.4.3 Dispositivos Destacados para la Detección

Sensor MyoWare by SparkFun (Figura 1.13): Es un dispositivo EMG diseñado para integrarse fácilmente con Arduino, permitiendo una conexión directa de almohadillas sensoriales y eliminando la necesidad de cables complicados. Ideal para proyectos de prototipos y educación.

- Ventajas: Portátil, con un rango de voltaje de +3.1V a +5V y ofrece dos modos de salida: EMG bruto y procesado.
- Desventajas: Su disponibilidad limitada complica la adquisición del sensor en el mercado.
- Precio: Entre 50 y 60€.

Figura 1.13*MyoWare Muscle Sensor de SparkFun**Nota: Imagen obtenida de [24]*

Myo Armband (Figura 1.14): Una pulsera inalámbrica revolucionaria que registra la actividad eléctrica de los músculos y los movimientos del brazo. Es compatible con Mac, Windows, iOS y Android, utilizando una unidad inercial de 9 ejes para detectar el movimiento, la orientación y la rotación del antebrazo. Actualmente ya no está a la venta.

Figura 1.14*Myo Armband**Nota: Imagen obtenida de [25]*

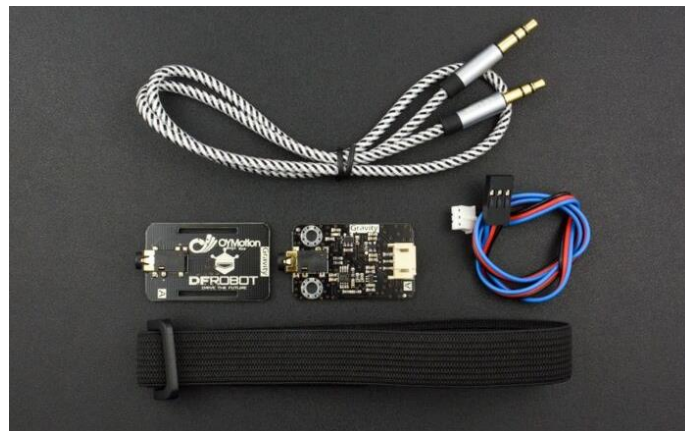
Gravity Analog EMG Sensor by OYMotion (Figura 1.15): Desarrollado en colaboración entre DFRobot y OYMotion, este sensor está diseñado para detectar sEMG con alta

precisión. Incorpora circuitos de filtro y amplificación para mejorar la calidad de la señal y reducir el ruido.

- **Ventajas:** Amplifica señales sEMG mínimas en un factor de 1000, ofrece una salida analógica de 0 a 3.0V y funciona bien sin gel conductor gracias a su electrodo seco.
- **Desventajas:** Funciona eficazmente dentro de un rango limitado de 20Hz a 500Hz y requiere un convertidor ADC de alta resolución para una digitalización efectiva.
- **Precio:** 61.75€.

Figura 1.15

Sensor EMG OYMotion



Nota: Imagen obtenida de [26]

Wall Front Sensor EMG (Figura 1.16): Específicamente diseñado para uso con Arduino, este sensor se comercializa ampliamente en Amazon, ofreciendo una opción accesible y práctica para entusiastas y desarrolladores.

- **Ventajas:** Incluye tres electrodos de superficie desechables y emite directamente una señal ya amplificada, facilitando su integración en proyectos.
- **Desventajas:** Requiere una fuente de alimentación dual de $\pm 9V$, lo que puede limitar su aplicación en proyectos portátiles o de bajo consumo.

- Precio: 37.26€.

Figura 1.16

Wall front Sensor EMG



Nota: Imagen obtenida de [27]

1.5.5 Estado del arte

En los últimos años, ha habido un aumento en el mercado de prótesis debido al incremento de accidentes de tránsito, enfermedades crónicas y malformaciones congénitas. Varias empresas se han destacado en el mercado por sus soluciones de calidad basadas en robótica, ingeniería y avances tecnológicos. Entre las compañías más relevantes se encuentran:

Ottobock: Empresa alemana fundada en 1919, líder mundial en prótesis ortopédicas que se enfoca en la comodidad y apariencia de sus prótesis, ofreciendo soluciones personalizadas para cada usuario. No obstante, como se observa en la **Figura 1.17**, muchas de sus prótesis no permiten funciones como agarrar objetos, pero destacan por su realismo y adaptabilidad, colaborando con instituciones académicas y centros de rehabilitación para mejorar constantemente sus productos.

Figura 1.17

Prótesis de referencia de la empresa Ottobock



Nota. Imagen obtenida de [28]

Össur: Empresa islandesa reconocida por su enfoque en la funcionalidad de las prótesis como se puede observar en la **Figura 1.18**. Ofrecen una variedad de productos tanto para extremidades inferiores como superiores, con modelos específicos para diferentes necesidades, incluyendo prótesis mioeléctricas multiarticuladas como la i-Limb Quantum, y prótesis parciales para dedos como Myoelectric Fingers y Prosthetic Thumbs, que proporcionan un control preciso y funcional.

Figura 1.18

Prótesis Elaborada por la Empresa Ossur



Nota: Imagen obtenida de [29]

1.5.6 Fundamentos electrónicos

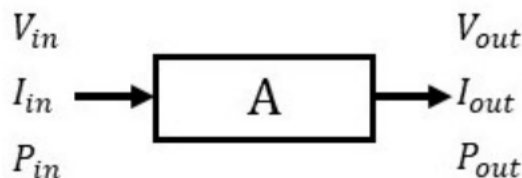
Es fundamental definir diversos conceptos electrónicos para llevar a cabo el desarrollo del sistema en esta tesis.

1.5.6.1 Amplificación

La amplificación describe el aumento de la señal de entrada en comparación con la señal de salida, (ver **Figura 1.19**), ya sea en voltaje, corriente o potencia, permitiendo intensificar señales eléctricas débiles [30].

Figura 1.19

Relación de la amplificación (ganancia)



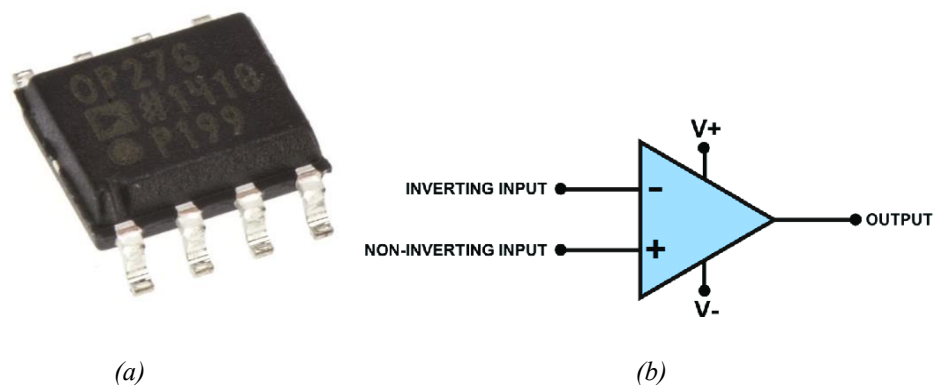
Nota: Imagen obtenida de [31]

1.5.6.2 Amplificador operacional

Un amplificador operacional (op-amp) es un dispositivo de alta ganancia utilizado para amplificar señales eléctricas (**Figura 1.20**). Cuenta con dos entradas (inversora y no inversora) y una salida, y es ampliamente utilizado en aplicaciones como amplificadores, filtros y osciladores.

Figura 1.20

Amplificador operacional (a) op-amp típico, (b) símbolo del op-amp.



Nota: Imagen obtenida de [32] [33]

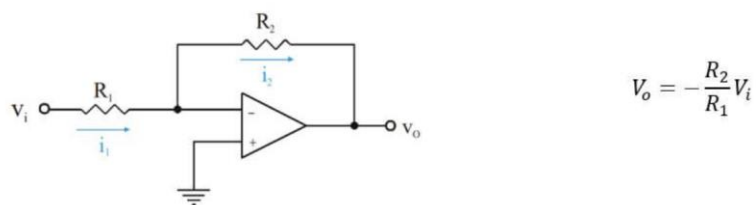
Cada configuración ofrece funcionalidades específicas para aplicaciones como la inversión de fase, amplificación directa, mezcla de señales y mejoras relación señal-ruido.

A continuación, se detallan sus principales características y aplicaciones.

Primero, el amplificador inversor (**Figura 1.21**) recibe la señal de entrada en el terminal inversor, lo que genera una salida en fase invertida. Esta configuración es de las más comunes, ya que permite controlar la ganancia a través de resistencias externas y es ideal para aplicaciones donde se necesita invertir la señal de entrada.

Figura 1.21

Amplificador inversor



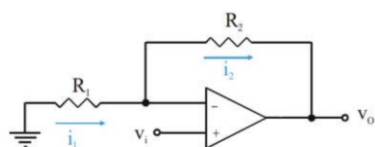
Nota: Imagen obtenida de [35].

El amplificador no inversor (**Figura 1.22**), por su parte, toma la señal de entrada en el terminal no inversor, lo que produce una salida con la misma fase que la entrada. Además de

ofrecer una forma sencilla de ajustar la ganancia, es muy utilizado cuando se requiere amplificar una señal sin modificar su fase.

Figura 1.22

Amplificador no inversor



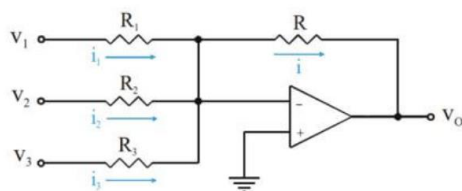
$$V_o = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_i$$

Nota: Imagen obtenida de [35].

El amplificador sumador (**Figura 1.23**) utiliza el terminal inversor del amplificador operacional y resistencias para sumar varias señales de entrada. La salida es la suma ponderada de esas señales, lo que lo hace útil en mezclas de señales de audio y procesamiento de señales [34].

Figura 1.23

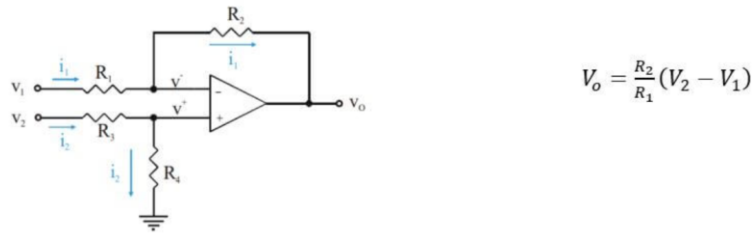
Amplificador sumador



$$V_o = -\left(\frac{R}{R_1} V_1 + \frac{R}{R_2} V_2 + \frac{R}{R_3} V_3\right)$$

Nota: Imagen obtenida de [35].

Por último, el amplificador diferencial amplifica la diferencia entre dos señales de entrada, eliminando las señales comunes, como el ruido (**Figura 1.24**). Este tipo de amplificador es clave en aplicaciones donde se busca mejorar la relación señal-ruido, como en sistemas de medición y comunicaciones.

Figura 1.24*Amplificador diferencial**Nota: Imagen obtenida de [35].*

1.5.7 Impresión 3D

La impresión 3D es un proceso de creación de objetos sólidos mediante la deposición de material en capas sucesivas a partir de un modelo digital. Este método es particularmente útil para prototipos y proyectos de ingeniería debido a su capacidad para fabricar piezas complejas y personalizadas [36].

Las impresoras 3D requieren calibración constante, especialmente en el extrusor, donde el filamento se funde a temperaturas superiores a 190°C y se empuja hacia la boquilla. La cama de la impresora debe mantenerse a una temperatura adecuada para no comprometer la calidad de la impresión [37].

Secuencia típica para imprimir una pieza 3D con Artillery Genius:

1. Diseñe o descargue un modelo 3D utilizando software especializado como SolidWorks, AutoCAD, Inventor, entre otros.
2. Guarde el modelo en formato ".stl".
3. Utilice software como Ultimaker Cura para rebanar el modelo y configurar los parámetros de impresión.
4. Exporte estas configuraciones en formato .gcode (Ver **Figura 1.25**).

5. Calibre la cama de la impresora y cargue el filamento deseado.
6. Aplique adhesivo en la base para asegurar la adhesión de la pieza.
7. Comience la impresión [38].

Figura 1.25

Código G útil para que la impresora 3D pueda imprimir las piezas diseñadas



Nota: Imagen obtenida de [39]

Las impresoras 3D se diferencian según una variedad de características que afectan tanto su funcionamiento como su precio. Algunos detalles para considerar incluyen:

- Área de impresión: Tamaño máximo del objeto que se puede imprimir.
- Temperatura: Influye en la gama de materiales que se pueden utilizar.
- Velocidad de impresión: Afecta la rapidez con la que se completan los trabajos.
- Número de extrusores: Permite usar múltiples colores o materiales.
- Tipo de material: Algunas impresoras están limitadas a ciertos materiales.

Algunos modelos que destacan por su precio asequible y características competitivas están:

Creativity Ender-3 S1 Pro (Figura 1.26): Es una impresora 3D de modelado por deposición fundida (FDM). Ofrece un área de impresión de 22x22x25 cm y una velocidad de impresión de aproximadamente 0,1 mm por segundo. Su cama de impresión magnética mejora la adherencia y facilita la remoción de los modelos. Además, cuenta con una fuente de poder que permite que la

cama caliente alcance los 110°C en solo 5 minutos, lo que optimiza los tiempos de calentamiento. Este modelo es ideal para quienes buscan una impresora fácil de montar, ya que viene en un kit semi-ensamblado que se puede instalar en aproximadamente 2 horas.

Figura 1.26

Impresora ENDER-3 S1 PRO



Nota: Imagen obtenida de [40]

Artillery Genius (Figura 1.27): Destaca por su volumen de construcción de 220 x 220 x 250 mm y una velocidad máxima de impresión de 150 mm/s, aunque se recomienda mantenerla entre 30 y 60 mm/s para obtener mejores resultados. La cama de impresión está hecha de vidrio-cerámica y cuenta con una cama caliente de silicona ultra rápida de CA, lo que reduce significativamente el tiempo de espera para el inicio de la impresión. El extrusor de accionamiento directo del tipo titán mejora la precisión de la impresión, y el bajo nivel de ruido de menos de 60 dBA la hace adecuada para entornos que requieren tranquilidad.

Figura 1.27

Impresora 3D Artillery Genius.



Nota: Imagen obtenida de [41]

1.5.8 Agarre de un robot.

El agarre de un robot es la manera física en la que se interactúa con la pieza de trabajo, el final del brazo del robot es una de las partes más importantes y la selección correcta de esta pieza previene demoras en la producción, accidentes y que exista fractura en los productos por un agarre inapropiado, existen cuatro tipos de agarre para un robot y la selección de uno de ellos se basa en la aplicación y en el material con el que se va a interactuar.

- Agarre por succión

Este tipo de agarre robótico se usa copa de succión fabricadas en caucho y poliuretano que hacen la función de ventosas y tienen como principal objetivo la sujeción de los diferentes objetos según su aplicación de trabajo.

- Agarre neumático

Este agarre usa pinzas con un accionamiento neumático, en la industria de la manufactura se utiliza en aplicaciones donde se requieran pesos reducidos y el tamaño sea compacto, presentan gran fuerza de sujeción y suelen usarse para controlar objetos pesados.

- **Agarre Hidráulico**

El agarre hidráulico usa pinzas con un poder de sujeción superior a los otros tipos de agarre por lo que sus dimensiones tienen que ser más robustas, la presión en este tipo de agarre es suministrada gracias a bombas que emplean aceite para el funcionamiento del sistema y puede proporcionar hasta 2000 psi de presión dependiendo de la aplicación.

- **Agarre servo-Eléctrico**

En el agarre servo-eléctrico emplea diversos mecanismos o tipos de pinzas que son accionados por motores eléctricos, en donde los materiales de los tipos de pinzas pueden variar otorgando así diferentes tolerancias, actualmente es un tipo de agarre con una demanda creciente en la industria gracias al costo y las aplicaciones en las que puede ser utilizadas.

1.5.9 Estabilidad del agarre

- **Teoría del agarre**

Se centra en la forma en que un robot puede sostener un objeto de manera estable y segura utilizando uno o más puntos de contacto. Los aspectos clave incluyen la estabilidad cinemática y la estabilidad dinámica.

- **Estabilidad Cinemática**

Se refiere a la capacidad del agarre para mantener el objeto en su lugar sin deslizamientos o movimientos no deseados bajo las fuerzas aplicadas.

- **Estabilidad Dinámica**

Evalúa cómo responde el sistema a perturbaciones externas y cómo se asegura que el objeto no se mueva o deslice bajo estas perturbaciones.

1.5.10 Teoría de la matriz de agarre

La matriz de agarre es una herramienta matemática que relaciona las fuerzas aplicadas en los puntos de contacto con las fuerzas y momentos resultantes sobre el objeto. Esta matriz se denota como G y su relación con las fuerzas de contacto f y las fuerzas externas w se expresa como:

$$w = Gf \quad (C4)$$

Para que un agarre sea estable, la matriz G debe tener rango completo, lo que significa que puede generar cualquier combinación de fuerzas y momentos necesarios para contrarrestar perturbaciones externas. El análisis de la matriz de agarre ayuda a determinar el número y disposición óptimos de puntos de contacto para asegurar un agarre robusto.

Capítulo 2

2.1 Metodología

En esta sección se aborda la metodología empleada para alcanzar los objetivos propuestos. Se discuten los fundamentos del diseño, la selección del tipo de control para la gestión de la prótesis, y se justifican las soluciones seleccionadas, las alternativas consideradas, los requisitos y las limitaciones del diseño.

2.1.1 Requerimientos de diseño

Para el diseño de un dispositivo de escritura asistida para personas con movilidad reducida, se establecieron criterios esenciales para mejorar la calidad de vida de los usuarios. Estos criterios se detallan en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1

Requerimientos de Diseño

Campo	Descripción
Mecánicos	Tamaño similar al brazo de un niño de 12 a 14 años. La prótesis debe ser liviana y cómoda para el usuario.
Electrónico	Correcto acople de los elementos electrónicos. Tiempo de uso extendido de al menos 6 horas. El cableado a implementar debe estar ubicado dentro de la prótesis.
Control	Las señales generadas por los músculos no generen acciones inesperadas. El control del dispositivo sea intuitivo para los usuarios. Adquisición y manejo adecuado de las señales de pulso y fuerza.

2.1.2 Selección de alternativas

Para el desarrollo del dispositivo robótico de escritura para personas con movilidad reducida, se consideraron tres alternativas basadas en los objetivos y problemas identificados inicialmente:

- **Solución A:** Incorpora una sujeción al bíceps y un espacio para el muñón con un compartimento que oculta el microprocesador y el cableado en el antebrazo. El efector final es una pinza angular que varía según el diseño.
- **Solución B:** Utiliza una pinza en paralelo como efector final que permite al usuario sujetar plumas y objetos pequeños. Incluye un servo motor y un mecanismo de manivela-biela-corredera que cierra la pinza al recibir la señal adecuada.
- **Solución C:** Ofrece un agarre adaptativo en el efector final, que se ajusta automáticamente a la forma del objeto que sostiene, aunque con una fuerza de agarre limitada.

Estas alternativas se evaluaron bajo los siguientes criterios:

- 1) **Complejidad:** Viabilidad de construcción, dificultades potenciales en la operación por parte del usuario, y complejidad del sistema de control para un funcionamiento óptimo.
- 2) **Costo:** Estimación del valor de los componentes del dispositivo, incluyendo los materiales de impresión y los elementos de procesamiento de señales.
- 3) **Facilidad de uso:** Capacidad del dispositivo para realizar la función de sujeción de manera sencilla, eficaz e intuitiva, sin complicaciones ni posiciones incómodas para el usuario.
- 4) **Comodidad:** Asegurar que el uso continuo del dispositivo no cause molestias al usuario, considerando que su uso será diario.

Cada alternativa fue diseñada para abordar específicamente las necesidades de los usuarios, priorizando la funcionalidad, la comodidad y la eficacia en el contexto de la movilidad reducida.

Tabla 2.2*Pesos Específicos de los Criterios*

Criterios	Complejidad	Costo	F. de Uso	Comodidad	E+1	Ponderación
Complejidad		0,5	0	0	1,5	0,15
Costo	0,5		0	0	1,5	0,15
Facilidad de Uso	1	1		0,5	3,5	0,35
Comodidad	1	1	0,5		3,5	0,35

En Tabla 2.2 y Tabla 2.3, se puede observar la ponderación que se consideró para cada criterio previamente mencionados.

Tabla 2.3*Criterios y sus relevancias*

Criterio	Relevancia	Ponderación
Facilidad de uso	1	0,35
Comodidad	1	0,35
Complejidad	2	0,15
Costo	2	0,15

Tabla 2.4*Evaluación de soluciones según el criterio de Facilidad de Uso*

Soluciones	Agarre en ángulo	Agarre en paralelo	Agarre adaptativo	E+1	Ponderación
Agarre en ángulo		0,5	0	1,5	0,25
Agarre en paralelo	0,5		0	1,5	0,25
Agarre adaptativo	1	1		3	0,50

Tabla 2.5*Evaluación de soluciones según el criterio de Comodidad*

Soluciones	Agarre en ángulo	Agarre en paralelo	Agarre adaptativo	E+1	Ponderación
Agarre en ángulo		0	0	1	0,1667
Agarre en paralelo	1		0	2	0,3333
Agarre adaptativo	1	1		3	0,50

Tabla 2.6*Evaluación de soluciones según el criterio de Costo*

Soluciones	Agarre en ángulo	Agarre en paralelo	Agarre adaptativo	E+1	Ponderación
Agarre en ángulo		1	1	3	0,50
Agarre en paralelo	0		1	2	0,333
Agarre adaptativo	0	0		1	0,1667

Tabla 2.7*Evaluación de Soluciones según el Criterio de Complejidad*

Soluciones	Agarre en ángulo	Agarre en paralelo	Agarre adaptativo	E+1	Ponderación
Agarre en ángulo		0	1	2	0,333
Agarre en paralelo	1		1	3	0,50
Agarre adaptativo	0	0		1	0,1667

Las evaluaciones detalladas de cada criterio se presentan en la Tabla 2.4, Tabla 2.5, Tabla 2.6 y Tabla 2.7, culminando en una matriz de decisión en la Tabla 2.8 que determina la prioridad de cada solución basada en los criterios establecidos.

Tabla 2.8*Conclusiones de la Matriz de Decisión*

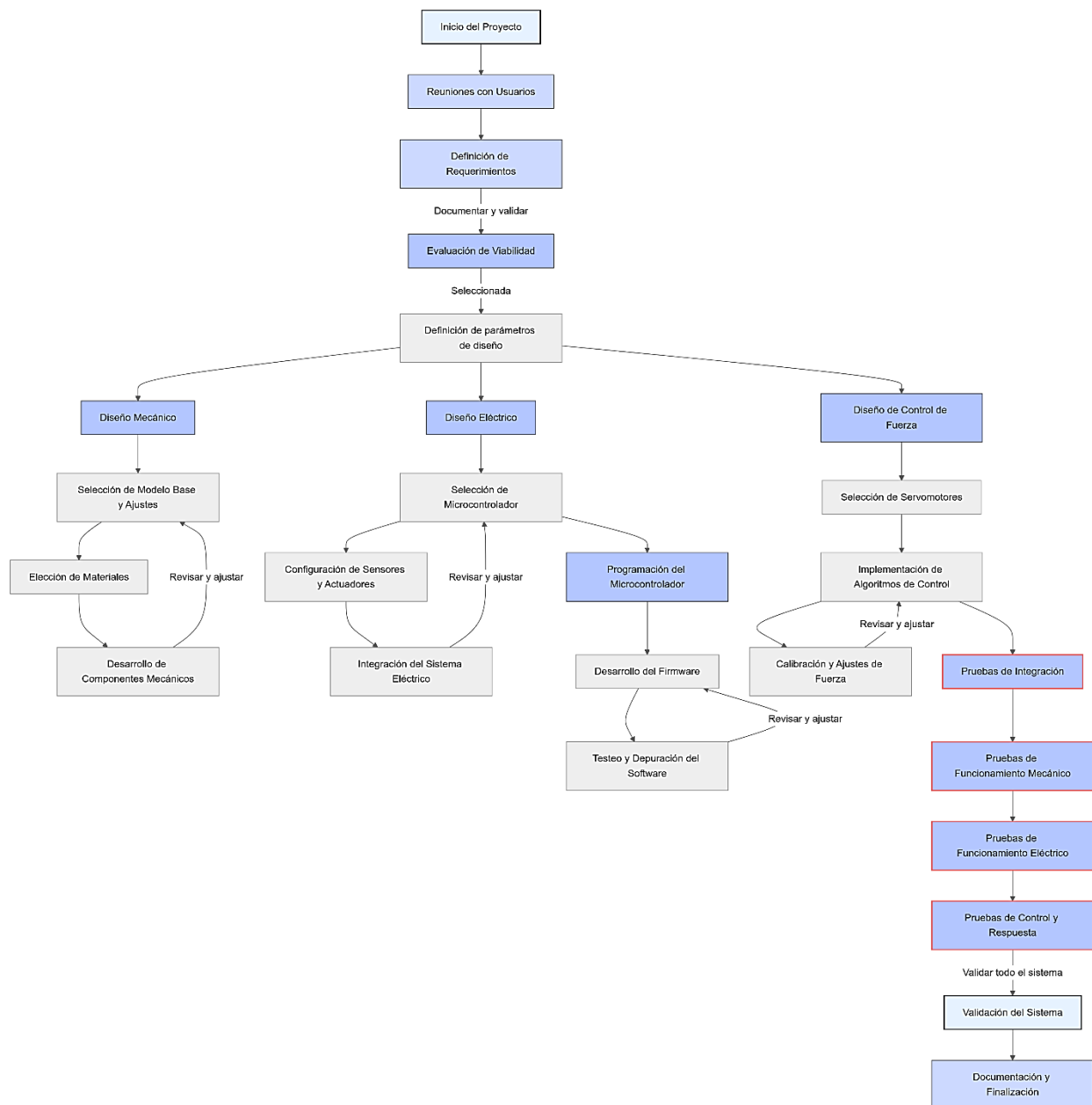
Soluciones	Complejidad	Costo	Facilidad de Uso	Comodidad	E	Prioridad
Agarre en ángulo	0,15(0,33)	0,15(0,50)	0,35(0,25)	0,35(0,16)	0,268	3
Agarre en paralelo	0,15(0,5)	0,15(0,33)	0,35(0,25)	0,35(0,33)	0,326	2
Agarre adaptativo	0,15(0,16)	0,15(0,16)	0,35(0,50)	0,35(0,50)	0,398	1

2.2 Metodología de diseño

El desarrollo de la prótesis mioeléctrica se diseñó basado en una metodología que inicia con reuniones con el usuario para determinar sus necesidades y recopilar requerimientos. Posteriormente, se realiza una selección de un modelo base y componentes electrónicos, personalización, seguido de la programación del microcontrolador y pruebas funcionales, y finaliza con la validación de la prótesis con el usuario. (Ver **Figura 2.1**)

Figura 2.1

Diagrama de metodología de diseño



2.3 Diseño conceptual

En esta fase del proyecto, se desarrolla la versión preliminar del dispositivo, integrando los requisitos y hallazgos obtenidos durante las etapas previas de análisis y definición de

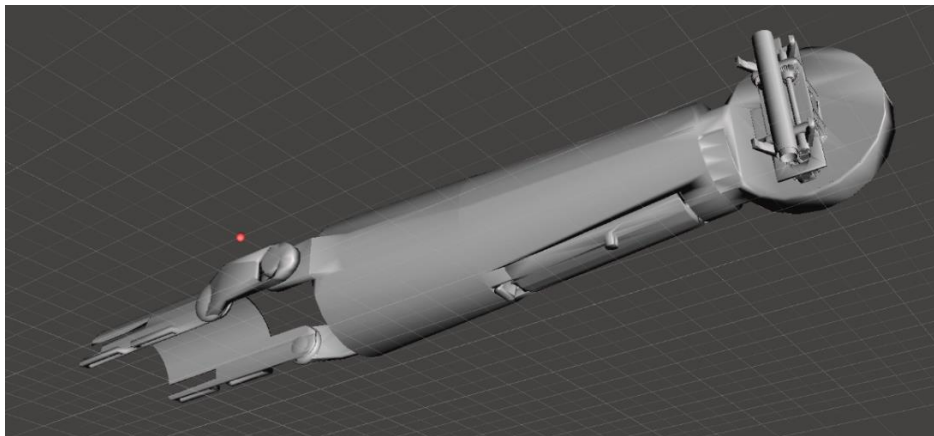
requerimientos. El diseño conceptual se orienta hacia la creación de un sistema de prótesis que no solo cumpla con las especificaciones técnicas, sino que también responda de manera efectiva a las necesidades prácticas del usuario.

2.3.1 Componentes del diseño

1. **Mecanismo de sujeción:** Diseñado para ajustarse de manera segura y cómoda al brazo del usuario, incluyendo la cavidad para el muñón, garantizando una interfaz estable y adaptada a la anatomía del paciente. (Ver **Figura 2.2**)
2. **Mecanismo de agarre:** Capacidad de manipular diversos instrumentos de escritura, ajustando la precisión y la fuerza necesaria para sostener y liberar estos elementos sin esfuerzo.
3. **Diseño personalizado:** Cada elemento del diseño está dimensionado para adaptarse a las proporciones especificadas por y para el paciente, maximizando la funcionalidad y la ergonomía del dispositivo.

Figura 2.2

Diseño en el software Meshmixer



2.4 Parámetros de diseño mecánico

Para desarrollar un diseño final que satisfaga las necesidades del cliente y cumpla con los estándares de diseño de ingeniería, realizamos simulaciones para evaluar el comportamiento de las piezas bajo cargas reales y considerando las restricciones de movimiento del mecanismo. Estas simulaciones fueron fundamentales para la selección de los materiales adecuados.

2.4.1 Diseño mecánico del dispositivo

El componente principal, el bíceps o punto de anclaje, está fabricado en PLA con un espesor de 4 mm y cuenta con orificios para tiras de velcro que permiten un ajuste al brazo del usuario. Sus dimensiones son una longitud total de 160,59 mm, una anchura máxima de 84 mm, una anchura mínima de 58 mm, y un peso aproximado de 65 gramos.

La mano se conecta a las tapas 1 y 2, que protegen los componentes internos y proporcionan un acabado estético. (Ver **Figura 2.3**)

Este diseño, refinado a través de pruebas iterativas, asegura que el dispositivo final no solo sea funcional y seguro, sino que también ofrezca una experiencia de uso optimizada para el usuario. (Ver **Figura 2.4**)

Figura 2.3

Vista superior de la parte del Bíceps (punto de anclaje)

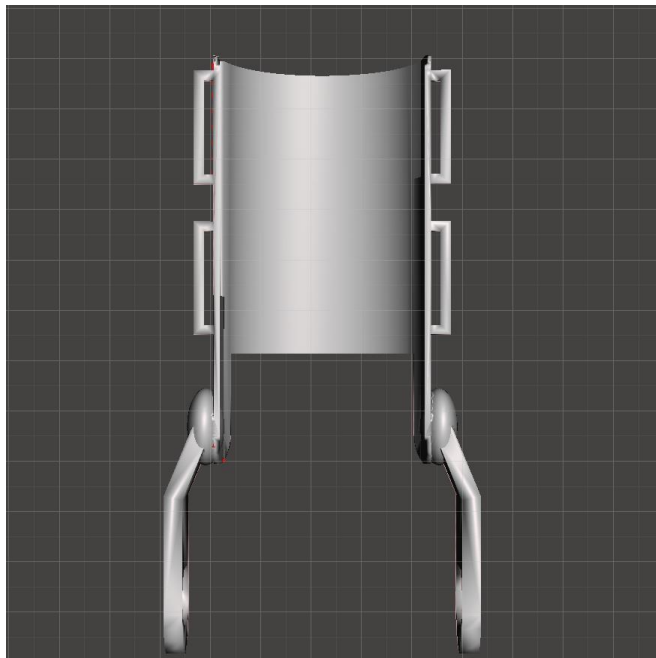
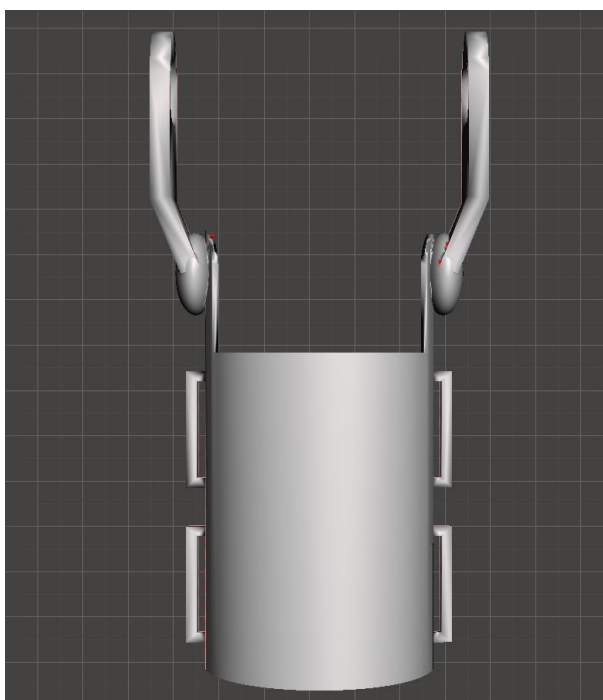


Figura 2.4

Vista inferior de la parte del Bíceps (punto de anclaje)



El Antebrazo o Cavity para el Muñón es una componente del dispositivo que interactúa directamente con el muñón del usuario y está diseñada para ser la parte más cómoda del conjunto.

Se fija al bíceps mediante acoples ubicados en el extremo más ancho y se ensambla con las piezas adyacentes, Antebrazo 1 y Antebrazo 2, a través de un mecanismo de encaje tipo Lego. La longitud del antebrazo es de 90 mm, con un diámetro inferior de 56.5 mm y un diámetro mayor de 64.8 mm, y pesa 120 gramos. (Ver **Figura 2.5** y **Figura 2.6**)

Figura 2.5

Vista superior en perspectiva del antebrazo

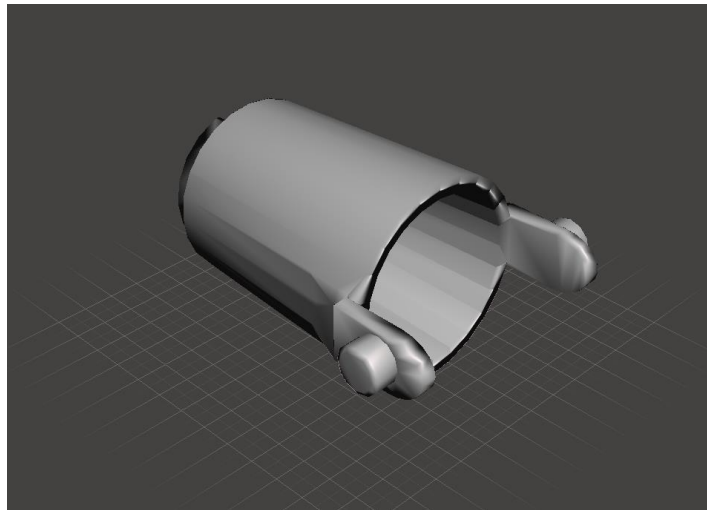
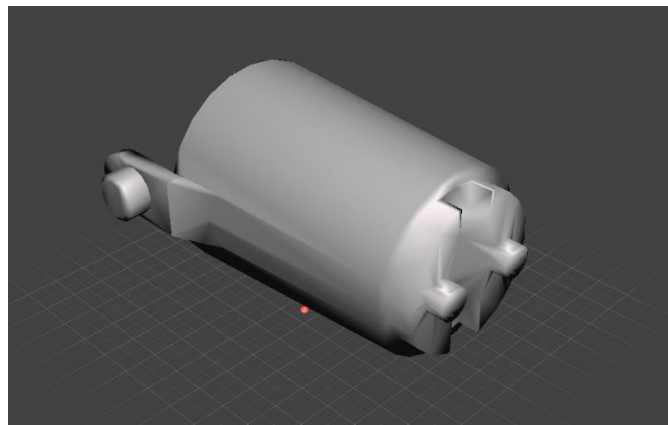


Figura 2.6

Vista superior en perspectiva del antebrazo



Como se puede apreciar en la **Figura 2.7**, **Figura 2.8** y **Figura 2.9**, junto con el **Antebrazo 2**, que son dos piezas iguales, conforman el espacio destinado para guardar los componentes de

control y las baterías, que son las encargadas de suministrar energía al dispositivo. Junto con la pieza anterior, conforman todo el antebrazo del dispositivo. La pieza fue fabricada en PLA y tiene un largo de 100 mm. La cavidad para almacenar los componentes tiene un ancho de 26,5 mm, un largo de 75,5 mm y una profundidad de 27 mm. El diámetro superior, cuando ambas piezas están acopladas, es de 56,50 mm y el diámetro inferior es de 43,9 mm. El peso aproximado es de 120 gramos.

Figura 2.7

Vista superior en perspectiva del antebrazo 1

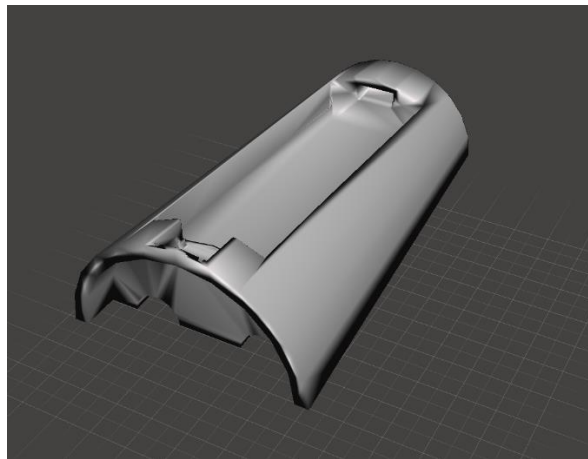


Figura 2.8

Vista superior en perspectiva del antebrazo 1

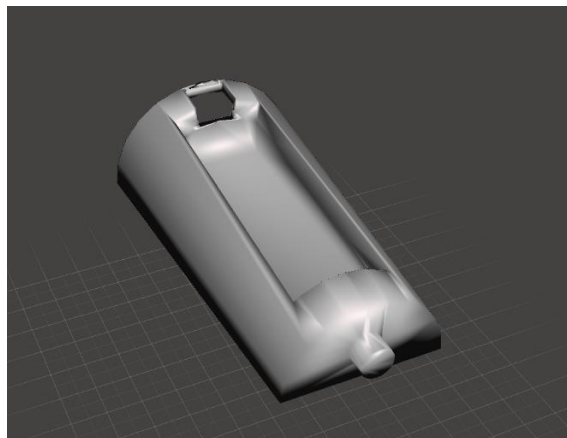
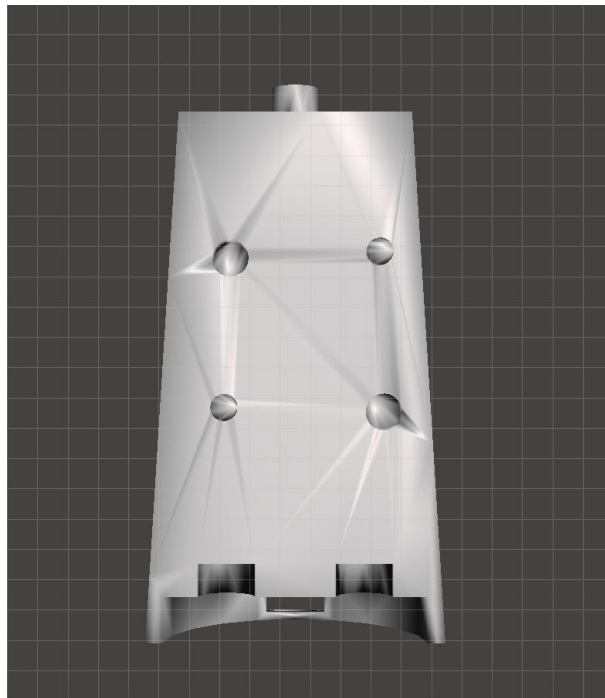


Figura 2.9

Vista inferior del antebrazo 1



El material utilizado para la impresión fue PLA. Cada pieza tiene un peso aproximado de 12 gramos, con una longitud de 75,0 mm, un ancho de 26,0 mm y un espesor de 5 mm. (Ver **Figura 2.10** y **Figura 2.11**)

Figura 2.10

Vista superior en perspectiva de la Tapa 1

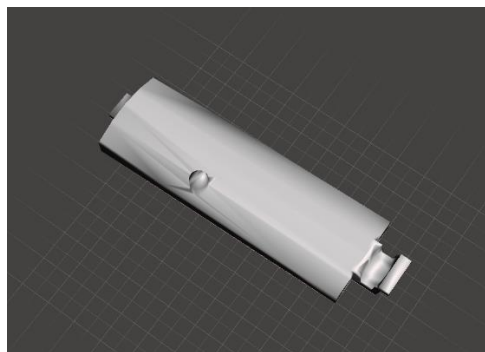
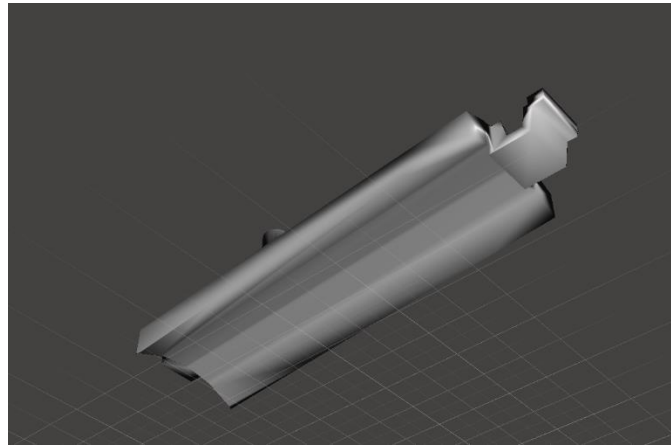


Figura 2.11

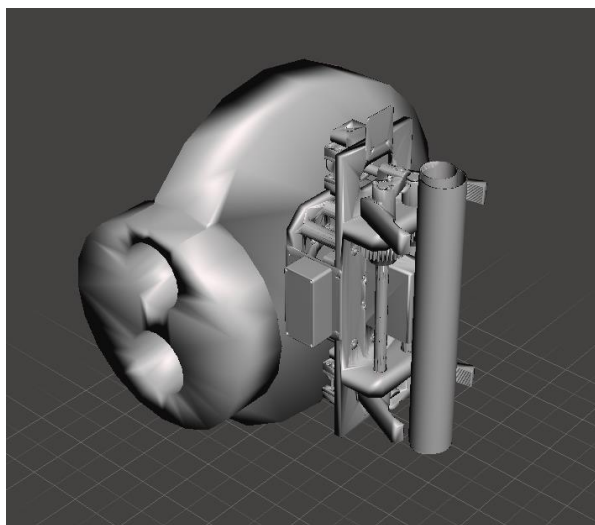
Vista inferior en perspectiva de la Tapa 1



La mano del dispositivo, que sostiene las garras para agarrar objetos, está fabricada en PLA, como el resto de los componentes. Esta parte consiste en dos circunferencias conectadas: la menor mide 43.9 mm de diámetro y 9 mm de espesor, mientras que la mayor tiene un diámetro de 65 mm y el mismo espesor. La pieza pesa aproximadamente 65 gramos y su diseño se puede visualizar en la figura a continuación. (Ver **Figura 2.12**)

Figura 2.12

Vista superior en perspectiva de la mano



2.5 Parámetros de diseño electrónico

El diseño electrónico de la prótesis mioeléctrica se enfoca en garantizar que los componentes seleccionados trabajen en conjunto de manera eficiente y confiable, cumpliendo con los requerimientos de funcionalidad, tamaño, peso y autonomía energética.

El sistema debe ser capaz de:

1. Capturar la actividad eléctrica del músculo a través de un sensor EMG (Electromiografía) y traducirla en comandos precisos para el control de las garras.
2. Mediante un sensor de fuerza, la prótesis debe ser capaz de ajustar la presión de las garras para evitar dañar los objetos manipulados.
3. Operar los servomotores que permitan un movimiento preciso y controlado de las garras.

El objetivo es lograr un sistema compacto y ligero, que asegure una operación continua durante jornadas largas (6-8 horas) sin necesidad de recargar.

2.5.1 Selección de componentes

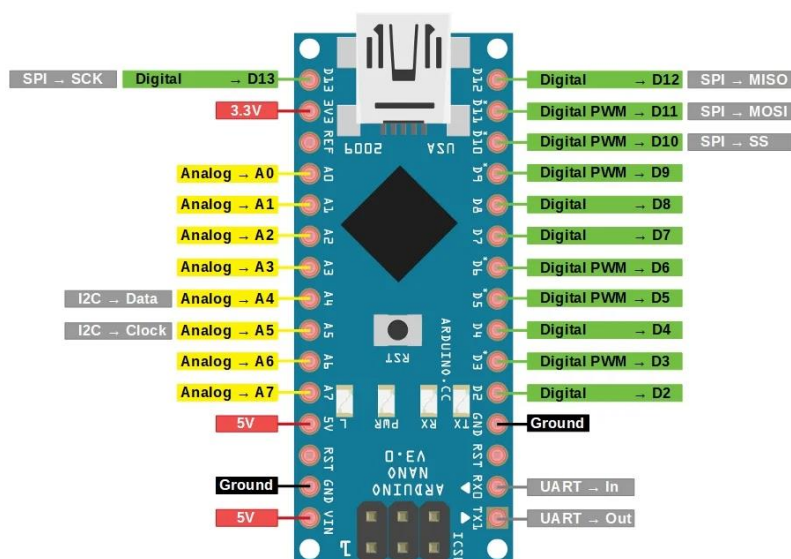
2.5.1.1 Microcontrolador

El Arduino Nano (**Figura 2.13**) fue el microcontrolador seleccionado por sus dimensiones compactas (45 x 18 mm) y su capacidad para manejar los requisitos del sistema. Opera a 5V por el pin 5V, aunque es posible alimentarlo a través del pin Vin con un rango de 7V - 20V.

El Arduino Nano cuenta con 14 pines digitales (6 con soporte para PWM) y 8 entradas analógicas, adecuados para controlar los actuadores y sensores que componen nuestro sistema. Su consumo energético es bajo, alrededor de 19 mA en operación normal, lo que contribuye a la eficiencia de un sistema alimentado por baterías.

Figura 2.13

Arduino Nano y pines de conexión



Nota: Imagen obtenida de [42].

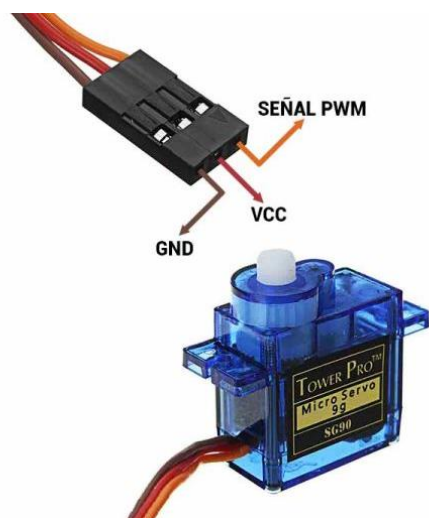
2.5.1.2 Servomotor

Los servomotores SG90 (Ver **Figura 2.14**) fueron seleccionados para el movimiento de las garras debido a su tamaño compacto, bajo peso y capacidad de torque.

El servomotor SG90 opera en un rango de voltaje de 4.8V a 6V. El torque de 1.8 kg/cm a 4.8V es adecuado para realizar funciones de agarre con la fuerza suficiente para manipular objetos sin ejercer una presión excesiva. El consumo de corriente, de aproximadamente 650 mA bajo carga máxima.

Figura 2.14

Tower Pro Micro-servomotor 9g SG90



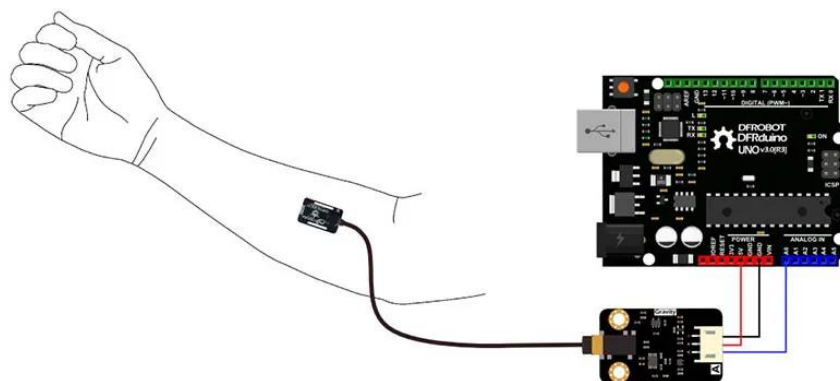
Nota: Imagen obtenida de [43].

2.5.1.3 Sensor de pulso muscular

El sensor EMG Gravity de OYMotion (Ver **Figura 2.15**) fue seleccionado por su capacidad de captar señales eléctricas generadas por los músculos, que son clave para el control intuitivo de la prótesis. El sensor opera a un voltaje de 5V.

Figura 2.15

Gravity Analog EMG Sensor by OYMotion

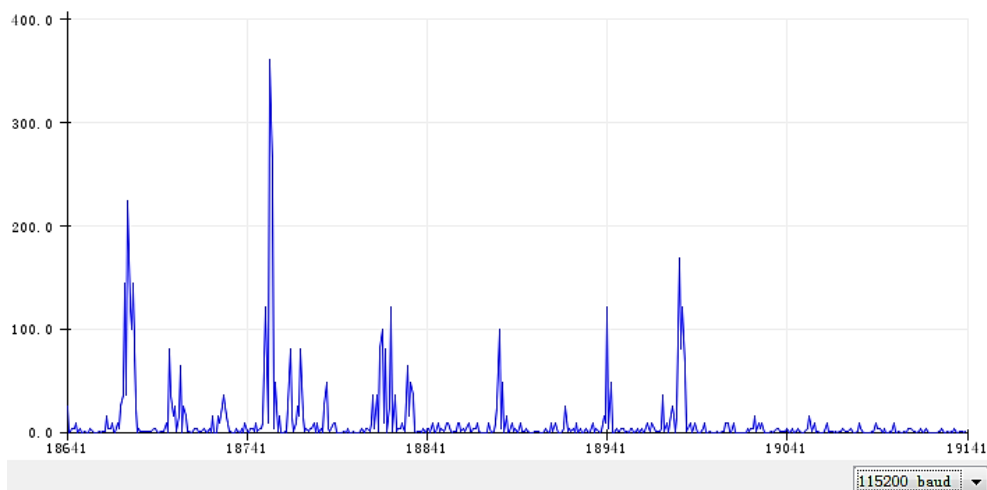


Nota: Imagen obtenida de [44].

El rango de salida del sensor es de 0 a 3.3V, dependiendo de la intensidad de la actividad muscular como se puede observar en la **Figura 2.16**.

Figura 2.16

Señales mioeléctricas detectadas usando Gravity Analog EMG Sensor



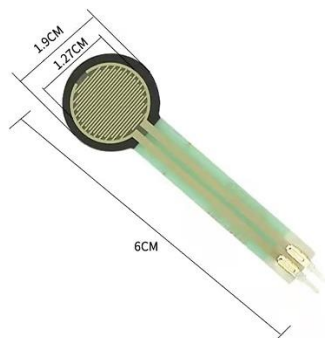
2.5.1.4 Sensor de fuerza

El sensor de fuerza FSR402 (Ver **Figura 2.17**) fue seleccionado para medir la presión aplicada por las garras de la prótesis al manipular objetos. Este sensor, colocado en las garras, permite ajustar la fuerza de agarre para evitar daños en los objetos y asegurar un manejo preciso.

El FSR402 es un sensor resistivo que cambia su resistencia cuando se aplica presión. Su rango de medición es de hasta 100 N. El sensor opera a un voltaje de 5V.

Figura 2.17

Sensor de Fuerza FSR402

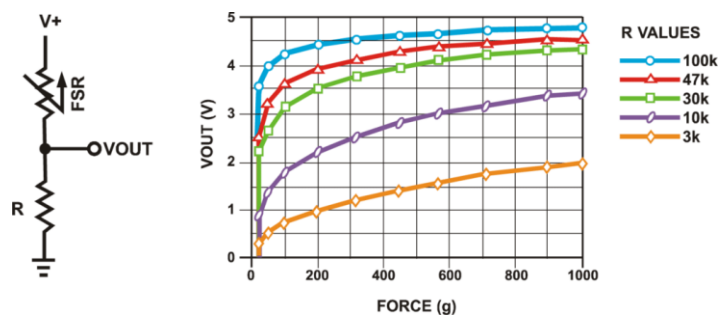


Nota: Imagen obtenida de [45].

La **Figura 2.18** muestra cómo el voltaje de salida (V_{out}) del sensor FSR402 varía según la fuerza aplicada, en función de diferentes resistencias externas (R).

Figura 2.18

Gráfica de Voltaje vs Fuerza del sensor FSR402

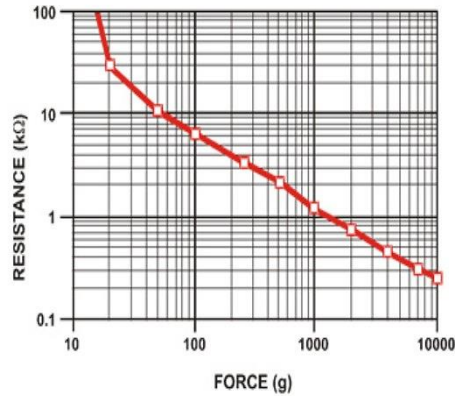


Nota: Imagen obtenida de [45].

En la **Figura 2.19** muestra cómo la resistencia del sensor disminuye a medida que aumenta la fuerza aplicada.

Figura 2.19

Gráfica de Resistencia vs Fuerza del sensor FSR402



Nota: Imagen obtenida de [45].

2.5.1.5 Módulo regulador de voltaje step-down

El regulador seleccionado (Ver **Figura 2.20**) es capaz de convertir un voltaje de entrada de hasta 7.4V a una salida estable de 5V, con una eficiencia de conversión superior al 90%, lo que minimiza las pérdidas de energía durante la regulación.

Figura 2.20

CN6009 DC-DC módulo regulador de voltaje



Nota: Imagen obtenida de [46].

2.5.1.6 Baterías

Para alimentar el sistema, se seleccionaron dos baterías recargables de litio 18650 de 3.7V y 4800mAh (Ver **Figura 2.21**) conectadas en serie, proporcionando un voltaje total de 7.4V.

- **Cálculo del consumo energético**

- 1) Arduino Nano: Consumo de 19 mA a 7.4V.
- 2) 2 servomotores SG90: Consumo de 660 mA a 5V.
- 3) Sensor EMG Gravity: Consumo de 9 mA.
- 4) Sensor de Fuerza FSR402: Consumo de 1 mA.
- 5) Regulador de Voltaje Step-Down: Convierte a 5V con una eficiencia del 90%.

- **Consumo total desde las baterías**

El consumo total a 5V es la suma de sus consumos:

$$660 \text{ mA} + 9 \text{ mA} + 1 \text{ mA} = 670 \text{ mA}$$

Ajustando por la eficiencia del regulador:

$$670 \text{ mA} \times 1.1 = 737 \text{ mA}$$

El consumo total se obtiene sumando el consumo del Arduino Nano y el de los componentes regulados:

$$737 \text{ mA} + 19 \text{ mA} = 756 \text{ mA}$$

- **Duración de las baterías**

La duración estimada de las baterías se calcula dividiendo la capacidad por el consumo:

$$\frac{4800 \text{ mAh}}{756 \text{ mA}} \approx 6.35 \text{ horas}$$

Esto indica que el sistema puede operar de manera continua durante aproximadamente 6.35 horas, suficiente para cubrir una jornada escolar completa de 6-8 horas de uso.

Figura 2.21

Baterías recargables BRC 18650 4800 mAh, 3.7V li-ion



Nota: Imagen obtenida de [47].

2.5.2 Sistema de control

El sistema de control de la prótesis mioeléctrica se basa en la detección de contracciones musculares del usuario, que activa la apertura o cierre de las garras, y en la retroalimentación de un sensor de fuerza FSR402 para ajustar la presión ejercida mediante un control PID. El objetivo es permitir que el sistema aplique la fuerza correcta para sujetar objetos de manera precisa, sin exceder los límites establecidos y evitando que el objeto se deslice o se dañe.

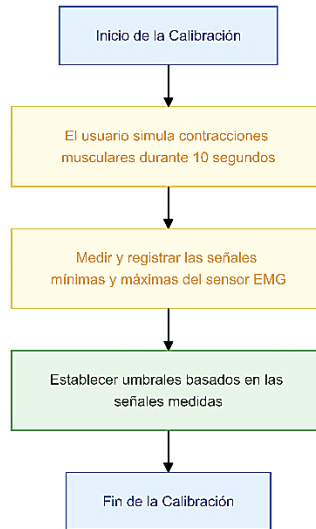
2.5.2.1 Sistema de calibración de contracciones musculares

Antes de que el sistema pueda interpretar correctamente las contracciones musculares del usuario, es necesario realizar un proceso de calibración. Este paso inicial permite establecer los umbrales mínimos y máximos de la señal EMG, asegurando que el sistema reconozca cuándo el usuario está realizando una contracción muscular. (Ver **Figura 2.22**)

El proceso de calibración tiene una duración de 10 segundos.

Figura 2.22

Flujo del proceso de calibración EMG



2.5.2.2 Accionamiento de los servomotores

El sensor EMG detecta las contracciones musculares del usuario, que funcionan como un llamado a la acción:

- Si las garras están abiertas, la contracción activa el servomotor para cerrarlas.
- Si las garras están cerradas, la contracción activa el servomotor para abrirlas.

La contracción no controla la posición exacta del servomotor, sino que simplemente indica si debe abrirse o cerrarse la garra.

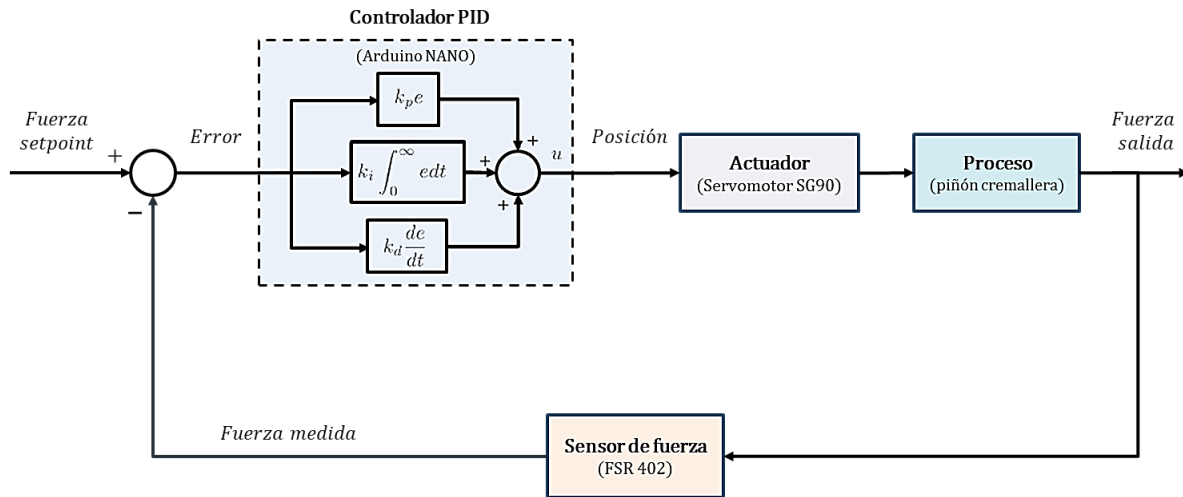
2.5.2.3 Control PID

Una vez que las garras comienzan a cerrarse, el sensor de fuerza FSR402 mide la presión que ejercen sobre el objeto. A partir de esa medición, se implementa un control PID que ajusta la señal enviada al servomotor para asegurar que la fuerza aplicada alcance el valor objetivo, sin sobrepasarlo. (Ver **Figura 2.23**)

Este sistema de retroalimentación PID asegura que las garras aplican la presión justa, permitiendo sujetar objetos con firmeza sin fracturarlos ni permitir que se deslicen.

Figura 2.23

Diagrama del sistema de control

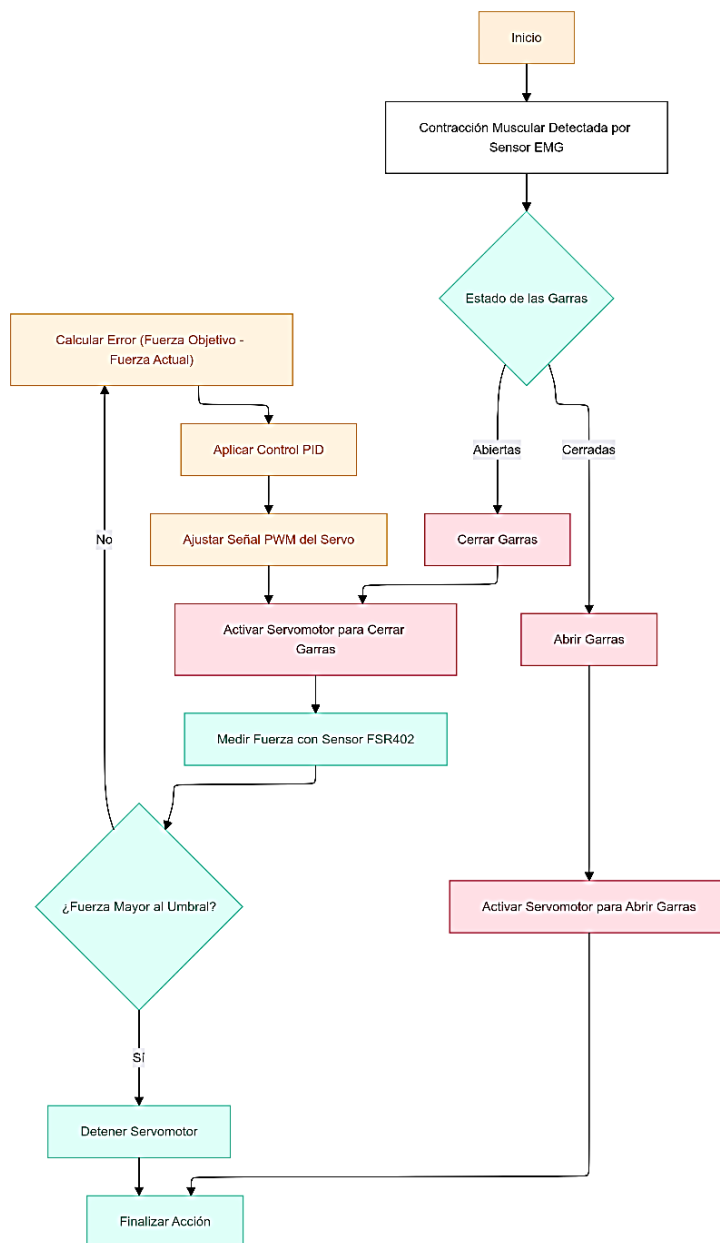


2.5.2.4 Flujo de control

Este flujo garantiza que el sistema no solo responda a las contracciones musculares, sino que también ajuste dinámicamente la fuerza aplicada mediante el control PID, asegurando un agarre óptimo (Ver **Figura 2.24**).

Figura 2.24

Flujo de funcionamiento del sistema



2.5.2.5 Ajuste de parámetros del control PID

El control PID es una parte fundamental para ajustar la fuerza aplicada por las garras de la prótesis mioeléctrica, garantizando un control preciso de la presión ejercida en diferentes objetos. El ajuste de los parámetros K_p (proporcional), K_i (integral) y K_d (derivativo) se realiza de manera

iterativa, evaluando la estabilidad del sistema y su respuesta ante distintas condiciones de operación (Ver **Figura 2.25**).

Una vez ajustados los parámetros, el sistema se valida utilizando diferentes objetos y condiciones para garantizar que los ajustes funcionan correctamente en situaciones reales, como la manipulación de instrumentos de escritura (Ver **Figura 2.26**).

Figura 2.25

Flujo para el ajuste del control PID (optimización de K_p y K_i)

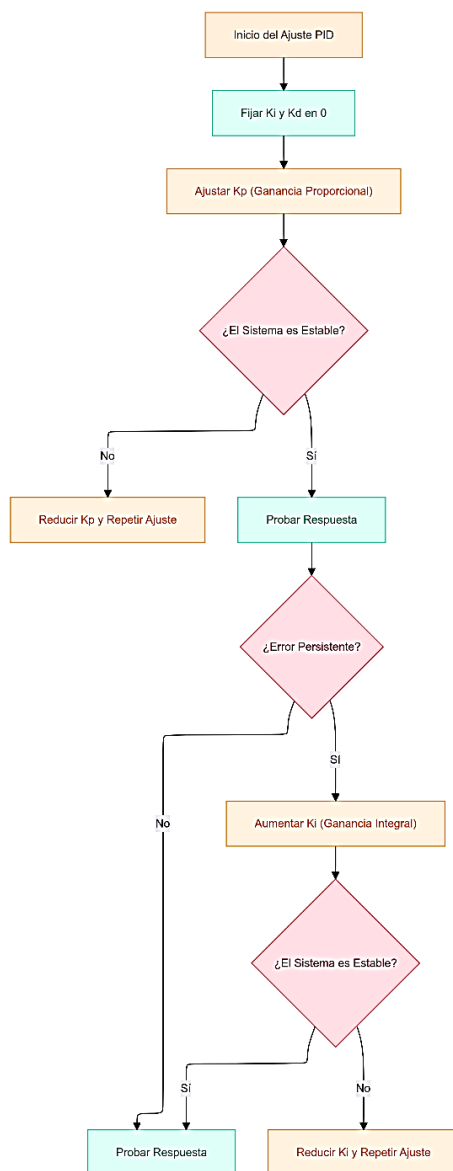
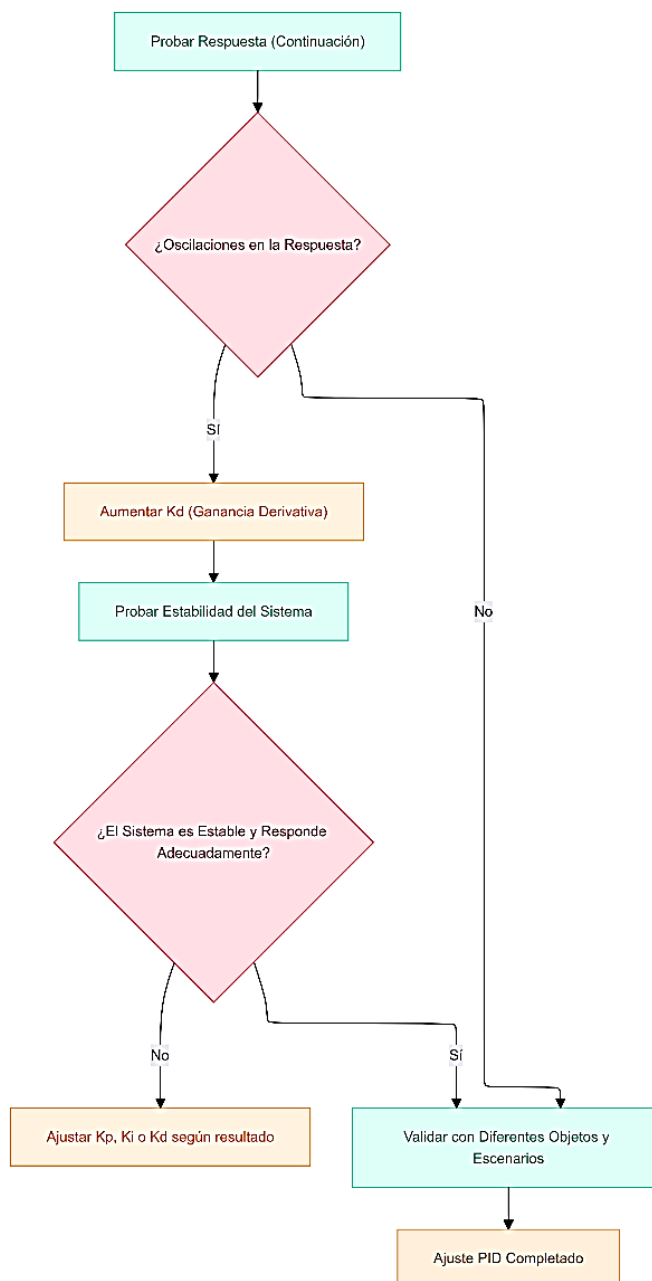


Figura 2.26

Flujo para el ajuste del control PID (optimización de K_d y validación)



Capítulo 3

3.1 Resultados y análisis

En esta sección se presentarán los resultados obtenidos en el diseño del dispositivo para la escritura asistida de personas con movilidad reducida. Los resultados incluyen la verificación de cada una de las secciones tratadas anteriormente, el cumplimiento de los requerimientos en los distintos tipos de diseño, y la utilización de los criterios en la implementación de la solución. Se detallará el funcionamiento del dispositivo y cómo sus diferentes partes y tipos de diseño trabajan en conjunto para su correcto funcionamiento. Finalmente, se presentará el análisis de costos.

3.1.1 Componentes del diseño mecánico del dispositivo

Tabla 3.1

Masas de los componentes

Material	Densidad	Unidad	Espesor	Unidad
PLA	1.25	gr/cm ³	0.25	cm

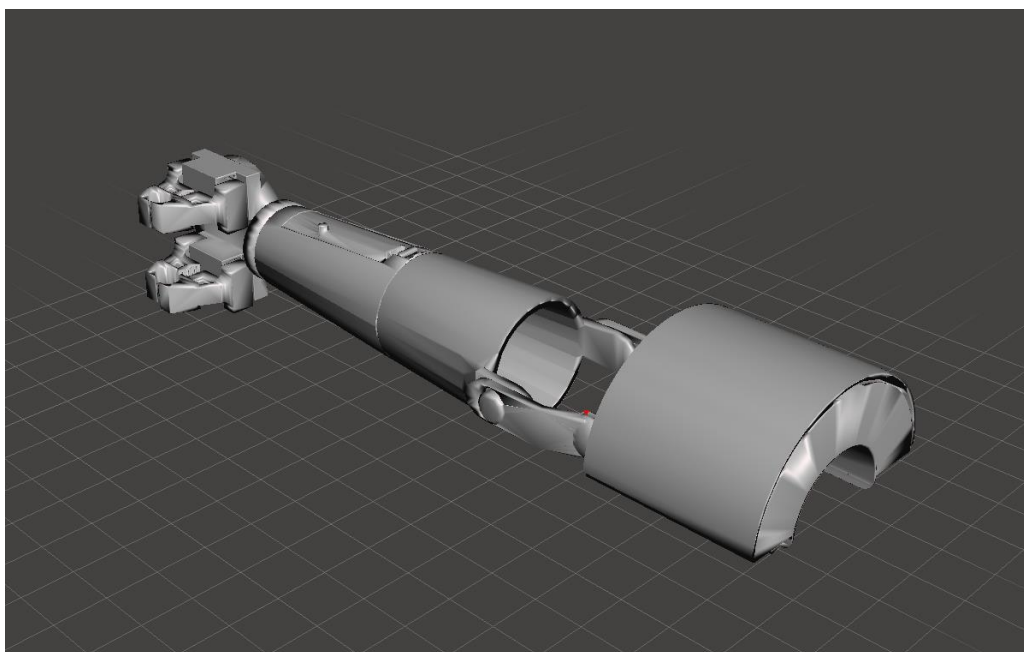
Parte	Tiempo impresión	Unidad	Peso	Unidad	Cantidad
Bíceps	1042	Min	165	gr	1
Tapa Bíceps	407	Min	56	gr	1
Antebrazo 1	584	Min	90	gr	1
Antebrazo	874	Min	127	gr	1
Mano	439	Min	70	gr	1
Garra	68	Min	9	gr	4
Engrane	7	Min	1	gr	2
Total	3632	Min	546	gr	

En la etapa de evaluación del prototipo inicial encontramos complicaciones que no se habían contemplado, como las dimensiones de las baterías para cumplir con la autonomía de funcionamiento, el aumento de inercia por el peso de cada elemento, y las dimensiones necesarias para presentar un modelo adecuado y funcional. Para solucionar esto, se optó por modificaciones

en el diseño mecánico. Para disminuir el peso en la parte que interactúa directamente con el muñón del usuario final, se reubicó el espacio destinado para las baterías, cambiando de esta forma la distribución de la inercia del dispositivo. Se decidió modificar el espacio destinado para esconder el microcontrolador y los cables, con el fin de distribuir mejor cada uno de los elementos. En la parte del efector final, en vez de presentar soportes y hacer una pieza separada para colocar las garras, se optó por crear una sola pieza en la que las garras estén integradas, y solo las pinzas se desplacen, disminuyendo así las dimensiones y el peso del efector final. (Ver **Figura 3.1**)

Figura 3.1

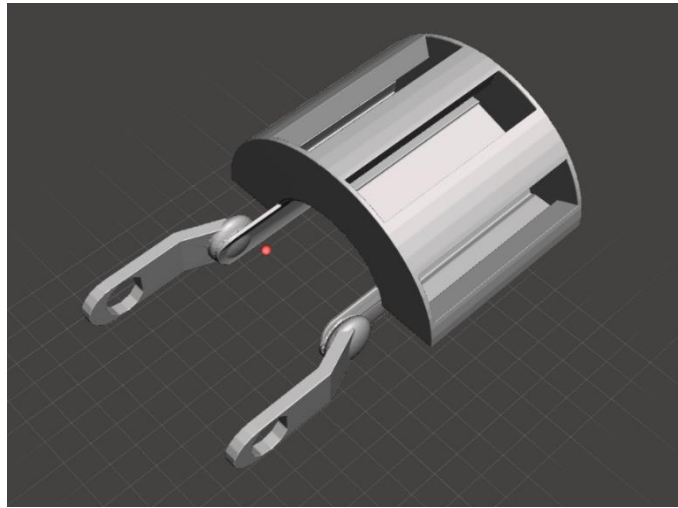
Vista superior en perspectiva del prototipo final



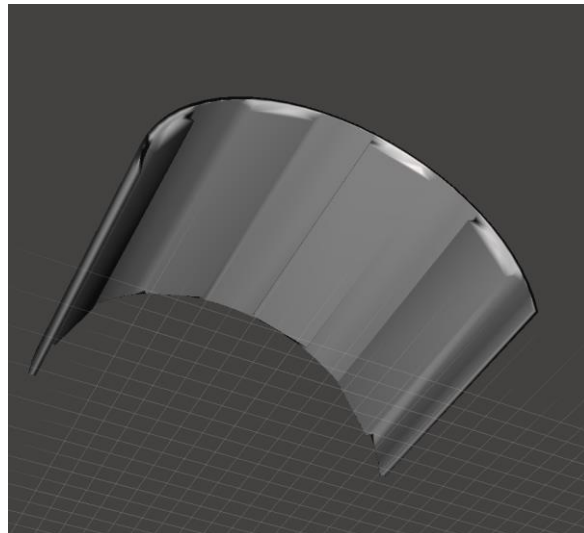
El nuevo bíceps o punto de anclaje presenta el espacio donde estarán ubicadas las baterías. Con este nuevo diseño (Ver **Figura 3.2** y **Figura 3.3**), se buscó reducir el peso que debe soportar el usuario final en la parte del muñón, distribuyéndolo de mejor manera para cumplir con el criterio de comodidad. La pieza fue fabricada en PLA y cuenta con un recubrimiento interno de Fomix.

Figura 3.2

Vista superior en perspectiva del nuevo Biceps o Punto de anclaje

**Figura 3.3**

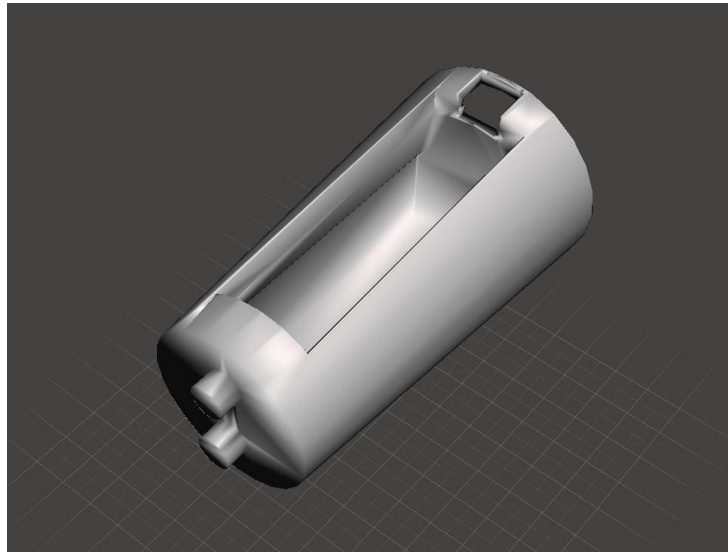
Vista superior de la tapa para el soporte de baterías



El nuevo antebrazo (Ver **Figura 3.4**) fue diseñado después de cambiar la ubicación de las baterías, ya que ahora cuenta con más espacio para distribuir de mejor manera los componentes electrónicos, evitando el sobrecalentamiento de estos. La pieza fue fabricada en PLA y, con el cambio, se incrementó el volumen de almacenamiento en un 14%, lo que permitió reducir el peso de esta pieza, que anteriormente estaba dividida en dos.

Figura 3.4

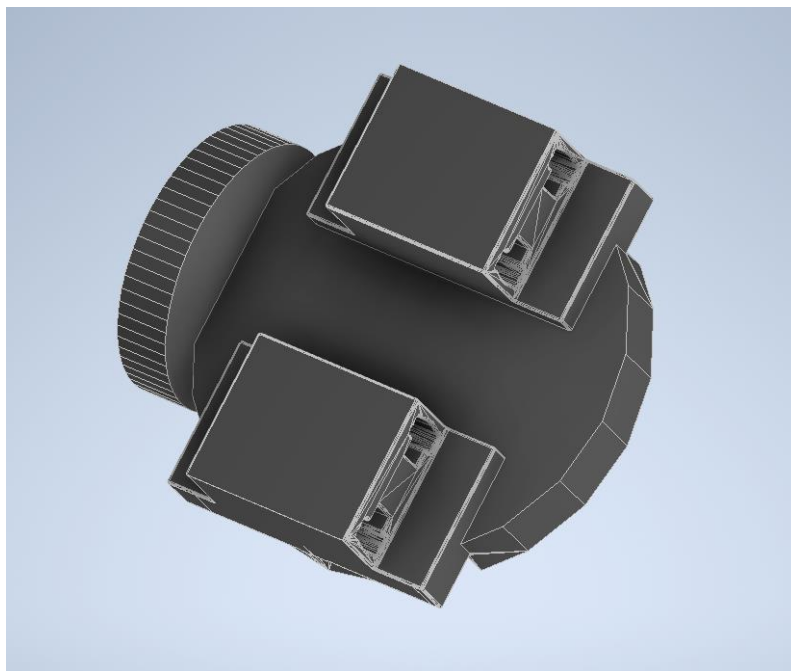
Vista superior en perspectiva del nuevo Antebrazo 1



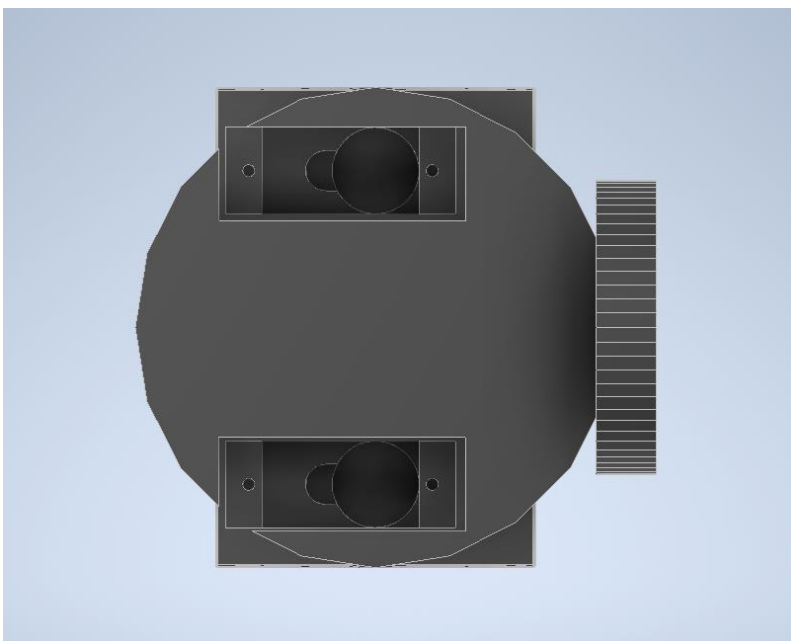
El diseño mecánico de la mano también cambió (Ver **Figura 3.5** y **Figura 3.6**). Anteriormente, consistía en una pieza que servía de soporte para las pinzas. Sin embargo, ahora las pinzas están integradas dentro de esta pieza, lo que permite que las dos pinzas, encargadas de sostener los elementos que el usuario utiliza para escribir, formen una sola unidad junto con la mano. Las únicas partes móviles son las pinzas, los engranajes que mueven el sistema y los servomotores, los cuales pueden ser reemplazados en caso de falla.

Figura 3.5

Vista frontal en perspectiva de la nueva mano en el software de inventor

**Figura 3.6**

Vista posterior de la nueva mano en el software de inventor



En cuanto a las piezas móviles, se encuentran las pinzas (Ver **Figura 3.7**), que son las encargadas de sujetar los objetos necesarios. Estas piezas incluyen cuatro pinzas en total, ya que se necesitan dos por cada garra. Respecto a los engranajes (Ver **Figura 3.8** y **Figura 3.9**), que se encargan de transmitir el movimiento de los servomotores a las pinzas, hay un engranaje por cada garra.

Figura 3.7

Vista lateral izquierda de la pinza

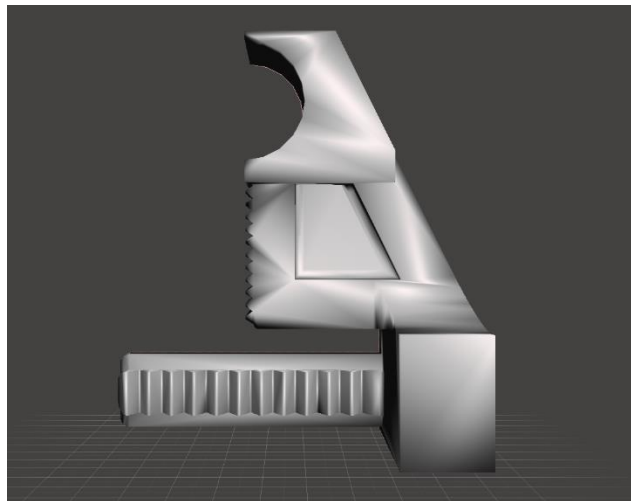


Figura 3.8

Vista superior del engrane

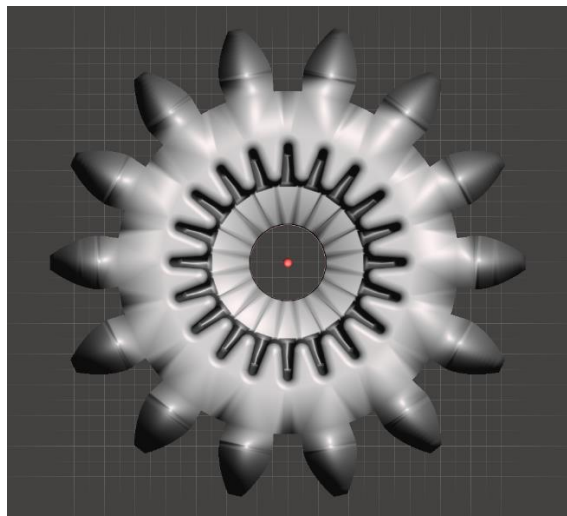
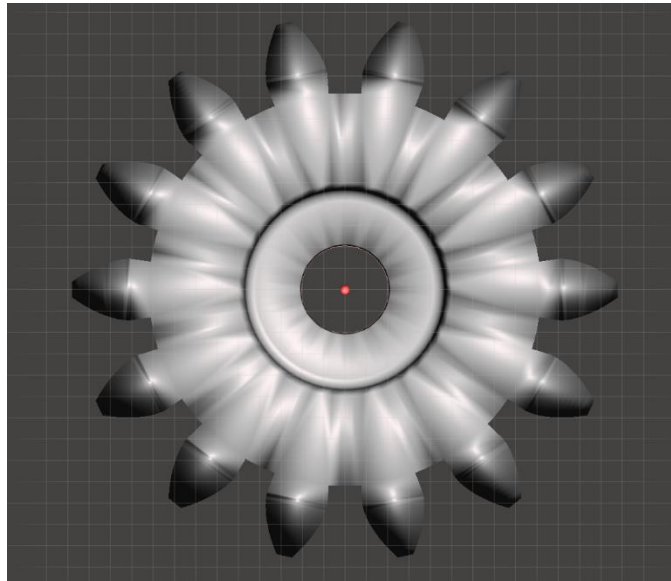


Figura 3.9

Vista inferior del engrane



3.2 Vista del dispositivo Impreso

3.2.1 Ensamble superior

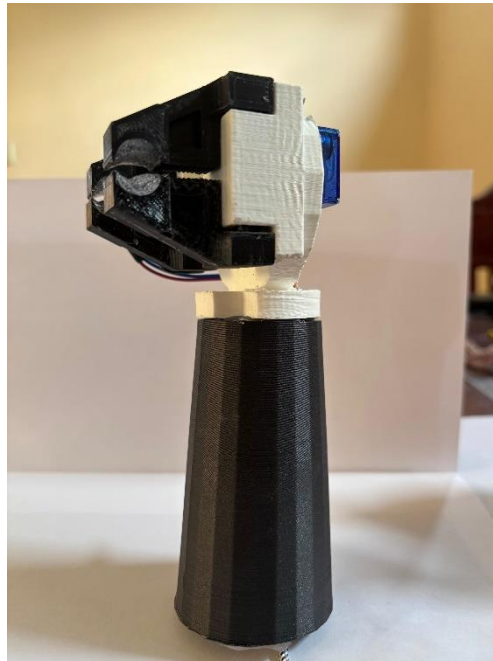
Figura 3.10

Vista en perspectiva del Ensamble superior impresa



Figura 3.11

Vista en perspectiva lateral del Ensamble superior impreso



El ensamblaje superior está compuesto por nueve componentes principales: cuatro pinzas, dos engranajes, una mano, un antebrazo final y una tapa de antebrazo (Ver **Figura 3.10** y **Figura 3.11**). Este conjunto integra el mecanismo de sujeción y el compartimento destinado al alojamiento de los componentes electrónicos y al cableado principal. Asimismo, incorpora diversos elementos electrónicos, con excepción del sensor mioeléctrico, entre los que sobresale el sensor de presión. Este último se encuentra ubicado en una de las garras y es activado cuando el mecanismo comienza su fase de cierre. De este modo, se da inicio al sistema de control de presión, destinado a optimizar la sujeción de distintos objetos.

3.2.2 Antebrazo impreso

Figura 3.12

Vista en perspectiva superior del Antebrazo impreso



Figura 3.13

Vista en perspectiva lateral del Antebrazo impreso



El antebrazo (Ver **Figura 3.12** y **Figura 3.13**) constituye el componente que conecta el ensamble superior con el ensamble posterior, dado que en esta pieza se alojará el muñón del usuario. En la sección anterior, el antebrazo está acoplado al ensamble superior, y para garantizar una mayor rigidez estructural del dispositivo, se ha adherido mediante un proceso de fijación, evitando así cualquier posible desacople. En la sección posterior, se encuentran las

orejetas, las cuales se integran con el ensamble posterior. Es en esta región donde se ubica la única articulación del dispositivo, correspondiendo a la localización del codo del usuario.

3.2.3 Ensamble posterior

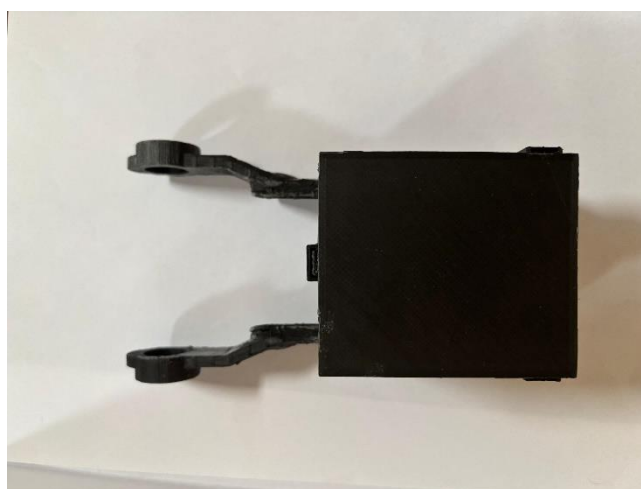
Figura 3.14

Vista en perspectiva superior del Ensamble posterior impreso



Figura 3.15

Vista en perspectiva superior del Ensamble posterior impreso



El ensamble posterior está compuesto por dos piezas principales: el bíceps o soporte de baterías, y la tapa del bíceps (Ver **Figura 3.14** y **Figura 3.15**). En este conjunto se alojan las baterías encargadas de suministrar energía al dispositivo. Además, este ensamble cumple la

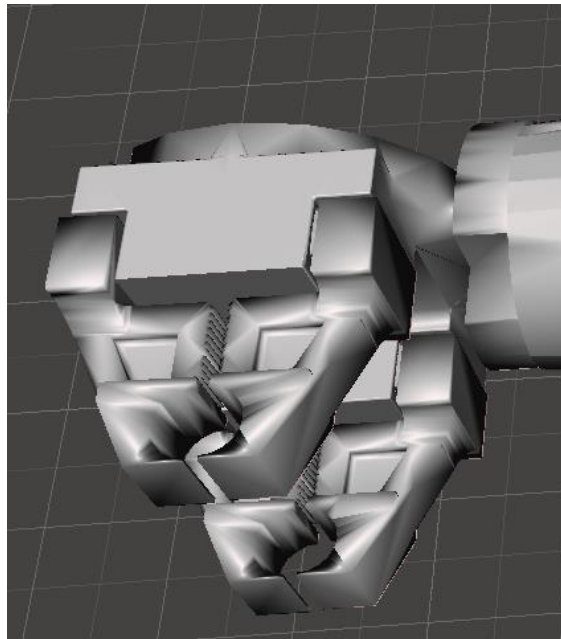
función de sujetar la prótesis al brazo del usuario, para lo cual incorpora dos correas de velcro que permiten un ajuste adecuado y personalizado, garantizando la estabilidad y comodidad del usuario.

3.3 Funcionamiento del mecanismo de sujeción

3.3.1 Descripción del diseño mecánico

Figura 3.16

Vista superior en perspectiva del ensamblaje de la pinza



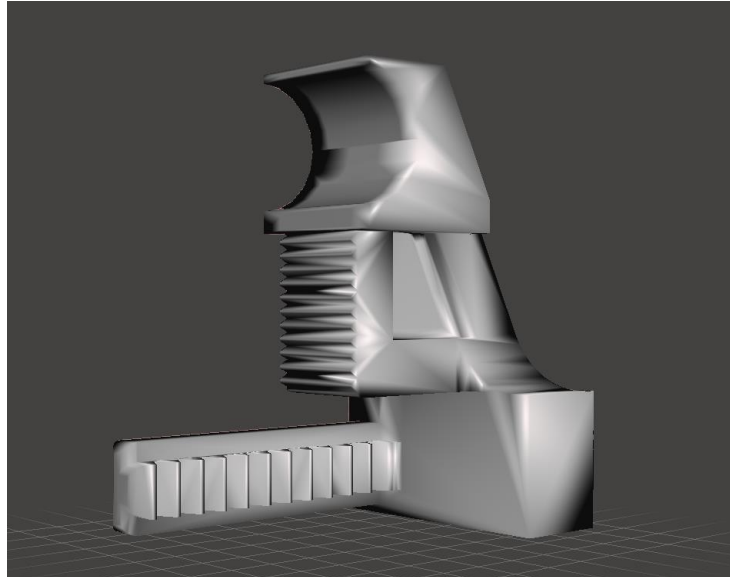
El diseño mecánico del mecanismo de sujeción se basa en sostener un elemento de escritura mediante presión. Este mecanismo consta de siete partes: el soporte para los servomotores y las pinzas, cuatro pinzas con un diseño específico para su función de sujeción, y dos engranajes que transmiten la potencia (Ver **Figura 3.16**).

Existen dos garras ubicadas en los extremos de la pieza que simula la mano. Cada garra consta de dos pinzas, las cuales comienzan a moverse gracias a los engranajes, que se encargan de transmitir la fuerza necesaria para que estas se abran o cierren según las necesidades del usuario. En la parte de la garra hay una cavidad diseñada para dar soporte al sensor de presión, la cual está

recubierta con un material más dúctil; en este caso, se utilizó silicón. Este material tiene la capacidad de deformarse, adaptándose mejor a la superficie del objeto que está siendo sujetado, lo que proporciona más puntos de contacto y, por lo tanto, una mejor sujeción (Ver **Figura 3.17**).

Figura 3.17

Vista lateral izquierda en perspectiva de la pinza



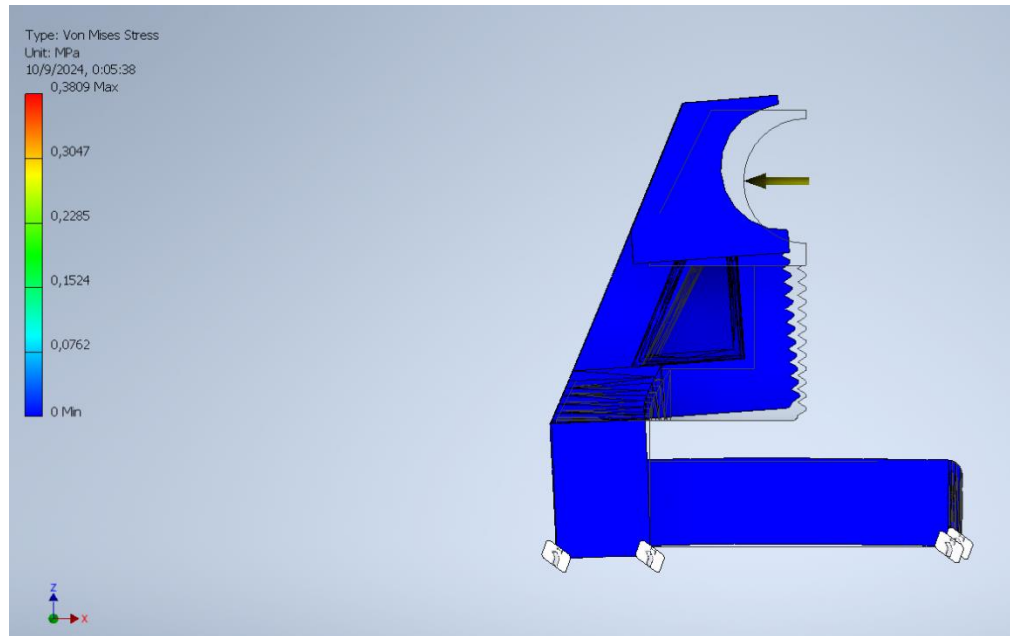
3.3.1.1 Análisis estático

Como herramienta para el análisis del comportamiento estático de las piezas que conforman el mecanismo de sujeción, se utilizó el software Inventor para evaluar las partes que componen el prototipo final del dispositivo. El material utilizado para las piezas fue el polímero PLA. Sin embargo, dado que el software no cuenta con la densidad específica de este material, se realizó el análisis aplicando las densidades de PET y polietileno de alta densidad, ya que las características de estos materiales son similares, con un límite elástico de 60 MPa y un módulo de elasticidad de 3.5 GPa.

Para el análisis de la garra, se aplicó una fuerza de 12 N, equivalente a 3 lb-fuerza. Esta es una fuerza sobreestimada, ya que la fuerza máxima necesaria para que la garra sostenga un elemento de escritura es de aproximadamente 0.58 lb-fuerza.

Figura 3.18

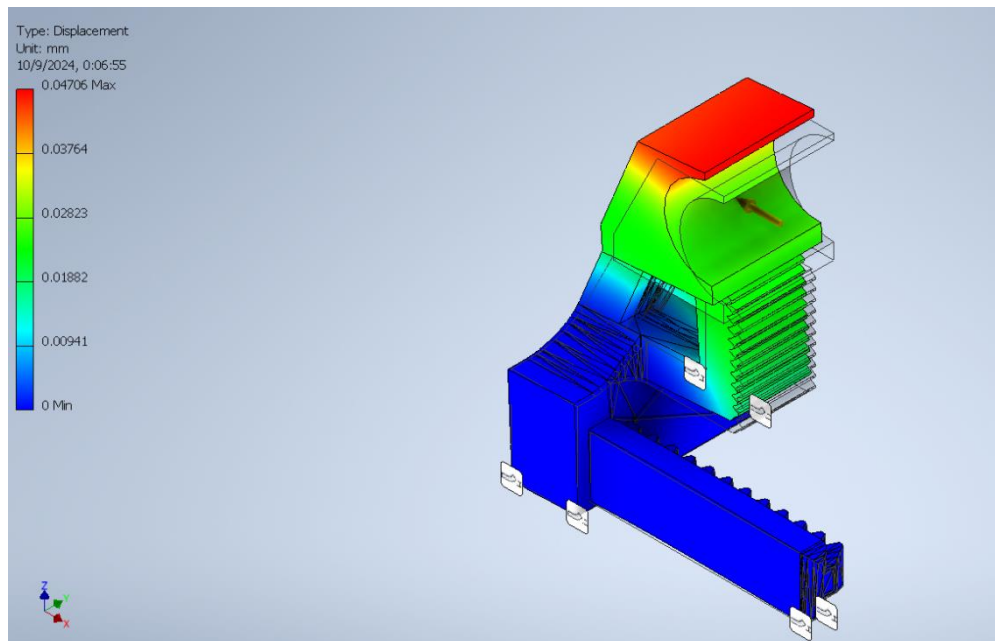
Vista del análisis de esfuerzos de Von Mises



En la **Figura 3.18** se pueden apreciar los resultados del análisis de esfuerzos de Von Mises, los cuales muestran que el valor máximo que la pieza puede soportar es de 0.31 MPa. Sin embargo, el mayor esfuerzo registrado en la pieza es menor a 0.076 MPa, lo que indica que los esfuerzos causados por la fuerza de 12 N no representan una magnitud significativa para la pieza.

Figura 3.19

Vista del análisis de desplazamiento de la Garra



En la **Figura 3.19** se muestran los resultados del análisis de desplazamiento de la pieza, donde se observa que el máximo desplazamiento que soporta es de 0.047 mm cuando está sometida a una fuerza de 12 N. Este desplazamiento podría representar una posible falla en la estructura de la pieza, sin embargo, este esfuerzo es sobreestimado, ya que la pieza operará con fuerzas cercanas a los 5 N.

3.3.1.2 Análisis de puntos de contacto

La teoría de puntos de contacto con fricción en el agarre de un robot industrial es fundamental para garantizar un agarre seguro y estable. En robótica, el agarre se refiere a la capacidad del robot para sujetar un objeto, y los puntos de contacto son las áreas donde el efector final del robot, como una pinza, interactúa con el objeto.

Cuando se considera la fricción en estos puntos de contacto, se tiene en cuenta que la fuerza que el robot aplica no solo depende de la geometría del objeto y la disposición de los puntos de

contacto, sino también de las propiedades de fricción entre las superficies en contacto. La fricción proporciona una resistencia al deslizamiento, permitiendo que el robot mantenga el control sobre el objeto, incluso cuando se aplican fuerzas externas que podrían causar que el objeto se desplace.

La fricción en los puntos de contacto se modela comúnmente utilizando el cono de fricción, una representación geométrica que define el rango de direcciones en las que la fuerza de fricción puede actuar sin que ocurra el deslizamiento. Si la fuerza resultante en un punto de contacto cae dentro del cono de fricción, el agarre es estable y el objeto no se deslizará. Si cae fuera del cono, el deslizamiento es inevitable, lo que podría llevar a la pérdida del objeto.

Supongamos que el lápiz tiene un peso W y el coeficiente de fricción entre las garras y el lápiz es $\mu = 0.5$. Si cada garra debe resistir un deslizamiento bajo una fuerza lateral máxima de $f = \mu N$, y si cada garra aplica una fuerza normal N , entonces:

- La fuerza lateral máxima que puede resistir cada garra es $f = 0.5N$.
- Si el lápiz está en equilibrio y es sujetado simétricamente, cada par de garras opuestas se equilibrará en dirección lateral, y las fuerzas normales totales deben ser tales que el peso del lápiz esté equilibrado sin que ninguna fuerza tangencial supere $0.5N$ en cualquier punto de contacto.

Esto nos lleva a la conclusión de que, al mantener el lápiz con 4 garras de un robot, el diseño debe asegurar que las fuerzas normales sean suficientes para mantener el cono de fricción en cada punto de contacto, evitando deslizamientos. Un análisis cuidadoso de las fuerzas y del cono de fricción garantiza que el lápiz se mantenga seguro y estable en cualquier posición o durante cualquier manipulación.

3.4 Descripción del diseño de control

El diseño de control implementado en el sistema de prótesis mioeléctrica se basa en un controlador PID (Proporcional-Integral-Derivativo) que regula la fuerza aplicada por los servomotores en un mecanismo de garra. Este control es fundamental para asegurar que la garra aplique una fuerza óptima al sujetar un instrumento de escritura, evitando tanto el daño al instrumento como una sujeción inadecuada.

3.4.1 Diseño de Control

3.4.1.1 Calibración de las contracciones musculares

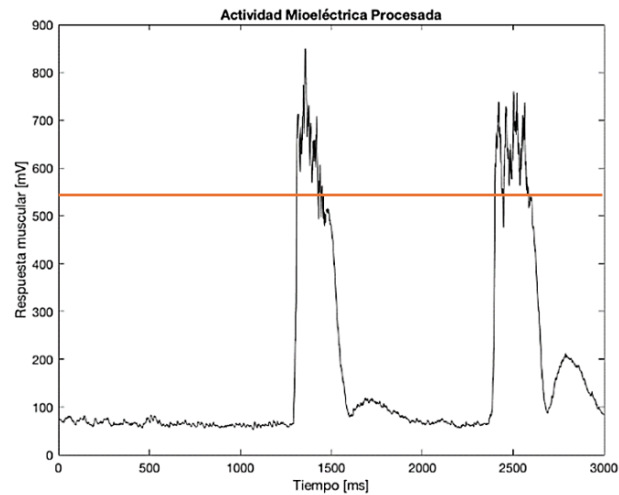
En la **Figura 3.20** se presenta la actividad mioeléctrica procesada durante la calibración, donde el usuario realiza varias contracciones musculares a lo largo de un periodo de 10 segundos. El gráfico muestra claramente los picos de actividad mioeléctrica cuando el usuario contrae los músculos, y los periodos de reposo en los que la señal regresa a valores más bajos, cercanos a la línea base.

En el eje vertical, se observa la respuesta muscular en milivoltios (mV), mientras que en el eje horizontal se representa el tiempo en milisegundos (ms). Durante los periodos de contracción, los picos alcanzan valores cercanos a los 700-800 mV, mientras que, en los momentos de reposo, la actividad muscular baja hasta cerca de los 100 mV.

Este comportamiento confirma que el sistema es capaz de diferenciar claramente entre las contracciones y los periodos de reposo, lo que demuestra la efectividad del sistema de calibración. El proceso de calibración, que dura 10 segundos, permite establecer con precisión los umbrales mínimos y máximos de las señales EMG, garantizando que el sistema interprete correctamente cuándo el usuario está realizando una contracción real.

Figura 3.20

Gráfica de señales de pulso muscular



3.4.1.2 Control PID

El sistema de control implementado utiliza la señal del sensor de fuerza resistivo (FSR402 Short) como variable de proceso (PV), midiendo la presión ejercida por la garra sobre el objeto de escritura. Esta señal es la entrada al controlador PID, que ajusta la posición de los servomotores para mantener la fuerza de sujeción en el nivel adecuado.

Los parámetros del control PID (K_p , K_i , K_d) se determinaron experimentalmente mediante pruebas iterativas con diferentes instrumentos de escritura. Se aplicaron fuerzas incrementales hasta encontrar el rango que garantiza una sujeción segura sin dañar los instrumentos. Los valores finales obtenidos fueron:

- K_p (**Proporcional**): 3
- K_i (**Integral**): 1.5
- K_d (**Derivativo**): 0.25

El controlador PID ajusta la fuerza aplicada a las pinzas para mantener un agarre firme y estable. El componente proporcional reacciona al error actual (diferencia entre el setpoint deseado

y la fuerza medida), mientras que los componentes integral y derivativo ajustan el sistema eliminando el error acumulado y reduciendo las oscilaciones, respectivamente.

La ecuación PID que regula el sistema es la siguiente:

$$u(t) = K_p \cdot e(t) + K_i \cdot \int_0^t e(t) dt + K_d \cdot \frac{de(t)}{dt} \quad (C15)$$

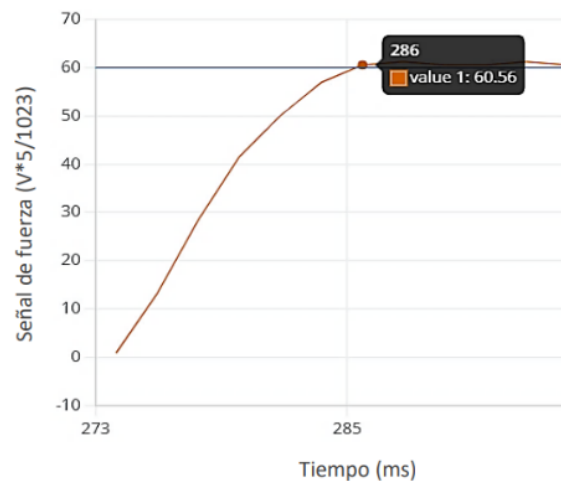
Donde:

- $u(t)$ es la salida del control (posición del servo),
- $e(t)$ es el error actual,
- K_p, K_i, K_d son las constantes del controlador.

En la **Figura 3.21** se observa la respuesta del sistema al aplicar una fuerza controlada a través del PID. El gráfico muestra cómo el sistema ajusta la fuerza de sujeción de manera precisa, alcanzando una fuerza estable Setpoint en aproximadamente de 13ms. Esto demuestra que el control PID logra mantener la fuerza dentro de los límites deseados, estabilizando la sujeción sin sobrepasar el umbral necesario.

Figura 3.21

Gráfica de estabilización de la señal de fuerza



Ambos servomotores SG90 operan de manera sincronizada, regulados por la señal del sensor de fuerza. Este enfoque asegura que las dos garras aplican la misma fuerza de sujeción, manteniendo un equilibrio adecuado para evitar deslizamientos.

Los resultados muestran que el sistema de control PID es capaz de ajustar la fuerza de sujeción de forma precisa y mantener un agarre seguro sin causar daños a los objetos manipulados.

Tabla 3.2

Parámetros del control PID

Parámetro	Valor	Descripción
Kp	3	Controla la ganancia proporcional.
Ki	1.5	Controla la ganancia integral para eliminar el error acumulado.
Kd	0.25	Controla la ganancia derivativa para reducir las oscilaciones.

3.5 Análisis de costos

Para implementar este proyecto, se debe adquirir todos los componentes en la parte electrónica, en la mecánica los componentes deben impresos en PLA, que fue el material seleccionado por sus cualidades mecánicas, y el correcto ensamblaje de sus partes tanto mecánicas como electrónicas garantizarán el funcionamiento del dispositivo.

En la tabla 3.3 existe un desglose de los costos en la parte del trabajo de ingeniería que existe detrás del proyecto como el diseño mecánico, diseño de control y diseño electrónico. En la parte del diseño mecánico, incluye la creación de cada una de las piezas en el software de Inventor con los respectivos archivos. ipt y para poder ser visualizados en el software de Meshmixer sus respectivas extensiones. stl, además de un análisis de elementos finitos a las piezas para corroborar la resistencia a los esfuerzos.

En la tabla 3.4 se incluye cada uno los elementos electrónicos del proyecto junto con sus respectivos precios en el mercado y la cantidad de unidades empleadas, que abarca desde la cantidad de rollos necesarios para la impresión de cada una de las piezas hasta los diversos sensores y otros elementos necesarios

Tabla 3.3
Costos de los trabajos de ingeniería

Trabajo de Ingeniería	Costo
Diseño mecánico	\$100.00
Diseño Electrónico	\$50.00
Diseño de control	\$50.00
Mano de obra	\$50.00
TOTAL	\$250.00

Tabla 3.4
Costos de los componentes y el valor total del proyecto

Componentes	Costo
1 rollo de filamento PLA HD	\$28.00
Jumper de 20 cm x 40 hilos	\$2.50
2 baterías Li-ion de 3.7V,4800 mA	\$7.00
1 porta Baterías tipo 18650 x2	\$1.80
Sensor de fuerza FSR402 corto	\$17.05
2 servo motores sg90	\$7.00
Modulo LM2596 Step Down	\$3.50
Silicon liquida	\$1.25
Arduino nano	\$15.00
Cargador de baterías de 3,7V	\$3.50
TOTAL (Componentes)	\$86.60
TOTAL (trabajos de ingeniería)	\$250.00
TOTAL	\$336.60

Es válido mencionar que la tabla previa muestra únicamente el costo de producción de un dispositivo, sin embargo, se debe mencionar que luego de un estudio de mercado y de comparación de costo con otros dispositivos similares existentes en el mercado pudimos determinar que con un costo de 500 USD podríamos competir en el mercado como un producto con una excelente relación costo vs. beneficio y un margen de ganancia del 48.54%.

Capítulo 4

4.1 Conclusiones y recomendaciones

A lo largo de este proyecto, se han alcanzado diversos logros que corroboran la eficacia y viabilidad del prototipo desarrollado para asistir a personas con amputaciones de extremidades superiores en la escritura.

4.1.1 Conclusiones

Tras aplicar las fases necesarias de la propuesta, se obtienen las siguientes conclusiones primordiales:

- El modelado y diseño específico del dispositivo en Autodesk Inventor 2024 ha resultado en un mecanismo eficaz para sujetar y manipular instrumentos de escritura, cumpliendo el objetivo de mejorar la asistencia en la escritura para personas con amputaciones de extremidades superiores.
- La implementación de un sistema de control de fuerza ajustado ha permitido un manejo preciso de herramientas de escritura, alcanzando los estándares de funcionalidad esperados y asegurando una operación sin fallos durante su uso, lo que refleja directamente el objetivo de facilitar un control preciso en la escritura.
- El diseño optimizado de la prótesis garantiza hasta 6 horas de autonomía, facilitando su uso prolongado sin necesidad de recargas frecuentes. Esta característica, combinada con la facilidad de uso del dispositivo, destaca su idoneidad para la vida cotidiana de los usuarios, mejorando significativamente su independencia y calidad de vida.
- El prototipo se ha producido a un costo de \$343.60, con un margen de ganancia del 48.54%, estableciendo un precio de mercado de \$500. Este precio es considerablemente más bajo que las prótesis comparables, cuyos precios inician en \$1450. Esto no solo hace que la prótesis sea

más accesible para personas con recursos limitados, sino que también ofrece una solución costo-efectiva en el mercado actual.

4.1.2 Recomendaciones

Para continuar mejorando el diseño y la funcionalidad del dispositivo de asistencia en la escritura desarrollado en este proyecto, se proponen las siguientes mejoras:

- Para prevenir malfuncionamientos causados por impactos externos, se recomienda implementar un sistema de anclaje más robusto que asegure la estabilidad de los componentes electrónicos internos, evitando así movimientos que puedan afectar la operatividad de la prótesis.
- Con los avances continuos en tecnología de impresión 3D, es aconsejable utilizar resina para reimprimir los componentes del dispositivo. Esto no solo mejorará la estética con un acabado más prolijo, sino que también proporcionará una terminación más profesional y duradera.
- Considerar la implementación de una variedad de efectores finales intercambiables, diseñados para realizar distintas actividades. Esto ampliará la versatilidad del dispositivo y permitirá una adaptación más precisa a las necesidades individuales de los usuarios.
- Investigar y desarrollar un método más sofisticado para el filtrado de señales mioeléctricas, con el fin de captar y procesar con mayor precisión las señales más sutiles. Esto contribuirá a un control más exacto y sensible del dispositivo.
- Integrar un mecanismo de antirretorno en los engranajes activados por los servomotores de las garras. Esto incrementará la eficiencia y la fiabilidad del sistema de sujeción, facilitando un manejo más seguro y efectivo de las herramientas de escritura.

Referencias

- [1] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades – CONADIS, «Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades,» [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 12 07 2024].
- [2] Organización Mundial de la Salud, «Discapacidad,» marzo 2023. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.
- [3] RT en español, «RT,» [En línea]. Available: <https://actualidad.rt.com/actualidad/313937-ecuatorianos-brazaletes-magnetico-discapacidad-miembros-superiores>.
- [4] Amputee Coalition, «La Coalición de Amputados está a su lado,» [En línea]. Available: <http://coalicioneamputados.org/>.
- [5] B. Tucker, «Major Muscles Hands and Arms Legs and Feet WRBCS204A Apply knowledge of nail science to nail services.».
- [6] P. Maduri y H. Akhondi., «Upper Limb Amputation,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540962/>.
- [7] Britannica, «Arm,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.britannica.com/science/arm>.
- [8] B. a. Z. G. a. R. S. a. M. K. Phillips, «A review of current upper-limb prostheses for resource constrained settings,» pp. 52-58, 2015.
- [9] «Types of amputations,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.limblessassociation.org/images/Types of Amputation.pdf>.

- [10] «physiopedia,» [En línea]. Available: <https://langs.physio-pedia.com/es/principles-of-amputation-es/>.
- [11] W. a. USAID, «WHO standards for prosthetics and orthotics,» World Health Organization, February 2017. [En línea]. Available: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241512480>.
- [12] «Ortosur,» [En línea]. Available: <https://ortosur.es/catalogo-de-productos/protesis/miembro-superior/encajes-superior/encajes-miembro-superior/>.
- [13] E. a. C. T. Biddiss, «Upper limb prosthesis use and abandonment: A survey of the last 25 years,» *Prosthetics and orthotics international*, vol. 31, pp. 236-257, 2007.
- [14] «Turkmedikal,» [En línea]. Available: <https://www.medikal.com/es/productos-ortop%C3%A9dicos-b/pr%C3%B3tesis-mec%C3%A1nicas-de-codo-a/>.
- [15] K. Zuo y J. Olson, «The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation,» *The Canadian journal of plastic surgery, Journal canadien de chirurgie plastique*, vol. 22, pp. 44-51, 2014.
- [16] P. U. C. d. Perú, «Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica,» 12 2020. [En línea]. Available: <https://investigacion.pucp.edu.pe/grupos/girab/proyecto/protesis-mioelectricas-personalizadas-de-mano-con-retroalimentacion-haptica-empleando-fabricacion-digital-en-filamentos-plastico-pet/>.
- [17] «interbionic,» [En línea]. Available: <https://interbionic.mx/protesis-mecanicas-e-hibridas/>.
- [18] O. A. Alim, M. Moselhy y F. Mroueh, «EMG signal processing and diagnostic of muscle diseases,» de *2012 2nd International Conference on Advances in Computational Tools for Engineering Applications (ACTEA)*, Beirut, Lebanon, IEEE, 2012, pp. 1-6.

- [19] J. P. S. & V. M. Brazeiro, *Mano controlada por señales musculares*, Uruguay: Universidad de la República, 2015.
- [20] M. Reaz, M. Hussain y Mohd-Yasin, «Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications,» *Biol. Proced. Online*, vol. 8, pp. 11-35, 2006.
- [21] D. Martínez, *Diseño, Construcción e Implementación de un Brazo Robótico controlado por Señales Mioeléctricas para personas con Discapacidad en Miembros Superiores*, Paraguay: Universidad de Caaguazu, 2018.
- [22] 3. R. D. M. E. w. F. T. a. S. Gel. [En línea]. Available: <https://www.3m.com/3M/en-US/company-us/all-3mproducts/~/3M-Red-Dot-Monitoring-Electrode-with-Foam-Tape-and-StickyGel/?N=5002385+3293316191&rt=rud>.
- [23] R. Clingman y P. Pidcoe, «A Novel Myoelectric Training Device for Upper Limb Prostheses,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, pp. 879-885, 2014.
- [24] SparkFun, «MyoWare Muscle Sensor Kit,» [En línea]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/myoware-muscle-sensor-kit/all>.
- [25] E. Castello, «A wearable general-purpose solution for Human-Swarm Interaction,» 2017.
- [26] DFRobot, «Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion,» [En línea]. Available: <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>.
- [27] «A. Technologies, «Advancer Technologies Muscle Sensor v3,» 04 02 2013. [En línea]. Available: <https://bigamart.com/product/walfront-emg-muscle-sensorelectromyographic-sensor-muscle-signal-sensor-with-emg-connection-lineemgsensor>.

- [28] Ivan Vujaklija & Dario Farina & Oskar Aszman, «New developments in prosthetic arm system,» *Orthopedic Research and Reviews*, vol. I, n° 31, pp. 35-39, 7 July 2019.
- [29] Ossur, «www.Ossur.com,» i-limb Ultra, 16 July 2021. [En línea]. Available: https://media.ossur.com/ossur-dam/image/upload/pi-documents-global/iLimb_Ultra.pdf. [Último acceso: 3 June 2022].
- [30] A. S. Sedra y K. C. Smith, *Microelectronic Circuits*, 2015.
- [31] R. Boylestad y L. Nashelsky, «*Electronic Devices and Circuit Theory*,» 2013.
- [32] «rs,» [En línea]. Available: <https://uk.rs-online.com/web/p/op-amps/5228304>.
- [33] «research gate,» [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Symbolic-representation-of-an-op-amp-and-key-characteristics_fig1_350440161.
- [34] P. Horowitz y W. Hill, *The Art of Electronics*, 2015.
- [35] A. E. V. Esquivel, «Unit Electronics,» [En línea]. Available: <https://uelectronics.com/amplificador-operacional/>.
- [36] 3DPrinting.com, «What is 3D Printing?,» [En línea]. Available: <https://3dprinting.com/what-is-3d-printing/>.
- [37] MatterHackers, «Anatomy of a 3D Printer: How Does a 3D Printer Work?,» [En línea]. Available: <https://www.matterhackers.com/articles/anatomy-of-a-3d-printer>.
- [38] E. L. T. Q. BOORAR. [En línea].
- [39] L. Llamas, «¿Qué es el G-Code y su importancia en la impresión 3D?,» [En línea]. Available: <https://www.luisllamas.es/que-es-el-g-code-y-su-importancia-en-la-impresion-3d/>.
- [40] DigiKey, «ENDER-3 S1 PRO,» [En línea]. Available: <https://www.digikey.es/es/products/detail/creality-3d/ENDER-3-S1-PRO/16602363>.

- [41] MAKEMIKE, «Impresora 3D Artillery Genius color black 110V/220V con tecnología de impresión FDM,» [En línea]. Available: <https://www.makemike.shop/impresora-3d-artillery-genius-color-black-110v220v-con-tecnologia-de-impresion-fdm/p/MLM15241494>.
- [42] Arduino, [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano>.
- [43] Electronica.com, [En línea]. Available: <https://www.electronica.com.py/producto/micro-servomotor-sg90-rc-9g-1-5kg/>.
- [44] DFRobot, «Analog EMG Sensor,» [En línea]. Available: https://wiki.dfrobot.com/Analog_EMG_Sensor_by_OYMotion_SKU_SEN0240.
- [45] MicroLab, [En línea]. Available: <https://microlab.ec/blog/sensor-de-fuerza-fsr-406-con-arduino/>.
- [46] Amazon, [En línea]. Available: <https://www.amazon.com.mx/regulador-ajustable-corriente-convertdores-inversores/dp/B07QG9HCVP>.
- [47] OcioTech, [En línea]. Available: <https://www.ociotech.com/producto/bateria-pila-recargable-3-7-v-4800-mah>.
- [48] P. Horowitz y W. Hill, The art of electronics third edition, 2015.
- [49] M. Shahid, «electronics-lab.com,» [En línea]. Available: <https://www.electronic-lab.com/op-amp-page-1/>.
- [50] «Conocimientoweb.neto La Divisa Del Nuevo Milenio,» [En línea]. Available: <https://conocimientosweb.net/dcmt/ficha20551.html>.

Apéndice

Apéndice A

Planos Mecánicos

En este apéndice se enlistan todos los planos mecánicos de cada pieza modelada en Inventor, junto con ensambles de componentes relevantes para la prótesis mioeléctrica, así como el ensamblaje final de la solución propuesta.

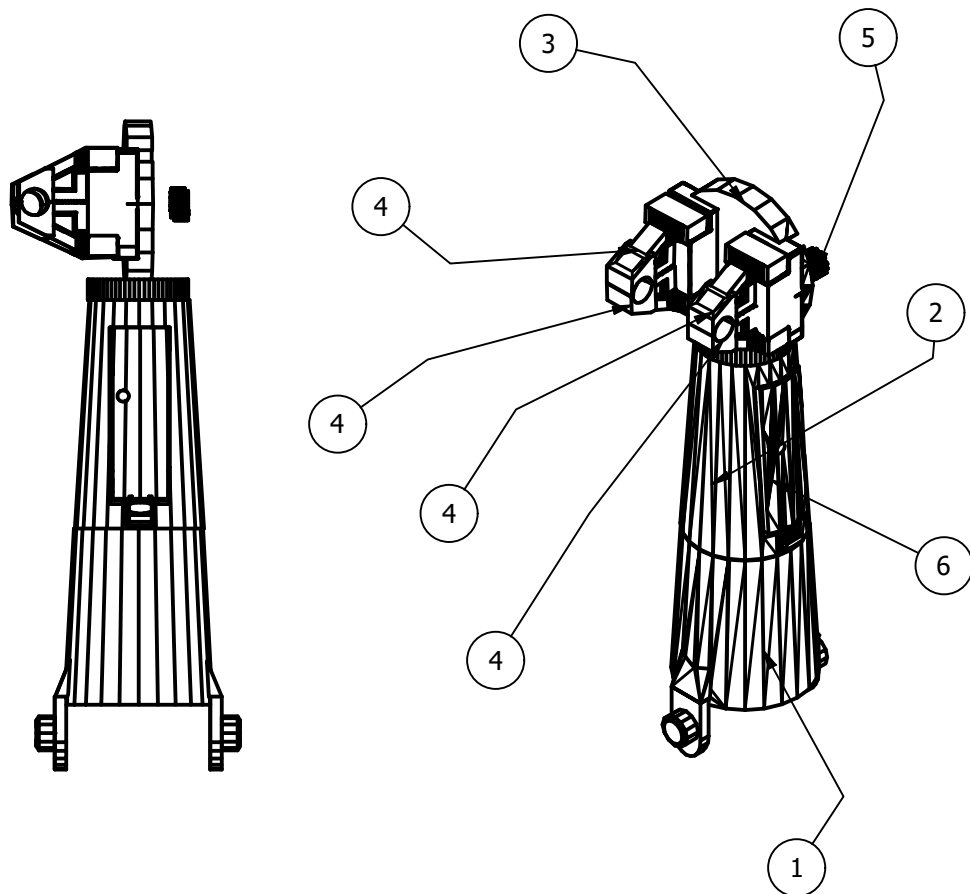
A

B

C

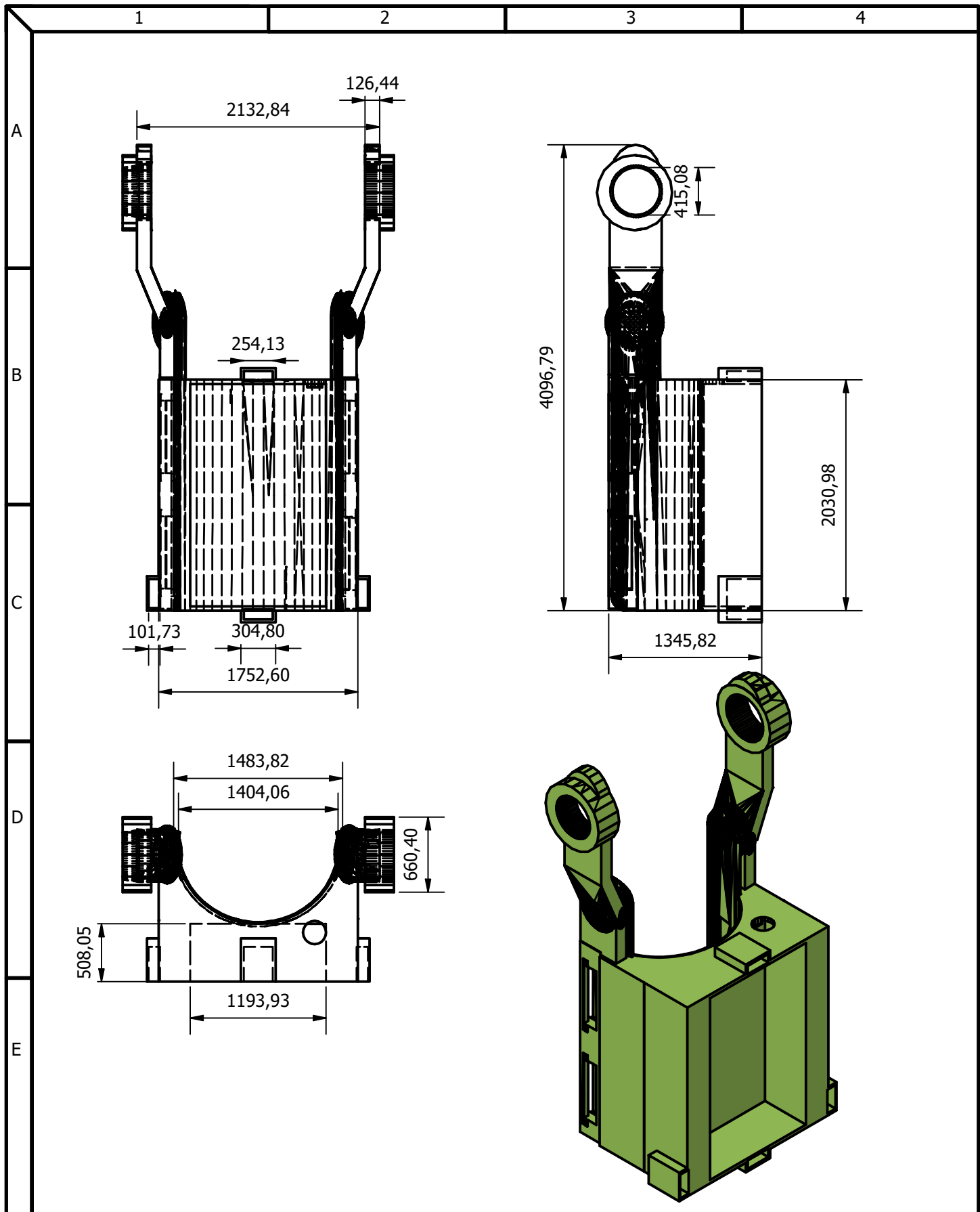
D

E

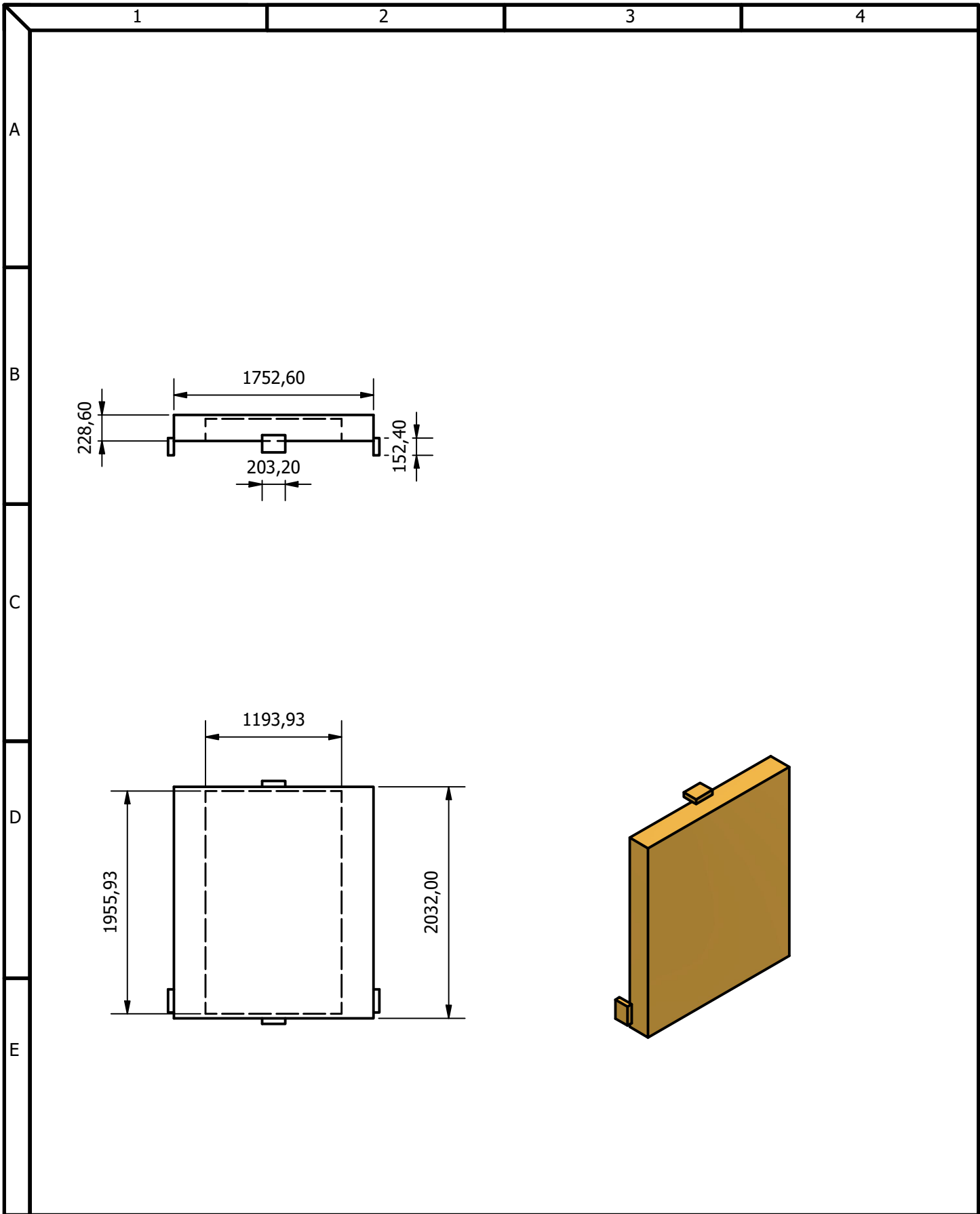


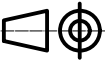
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	antebrazo	
2	1	antebrazo_completo (2)	
3	1	Mano	
4	4	pinzax4	
5	2	engranaje	
6	1	tapa antebrazo	

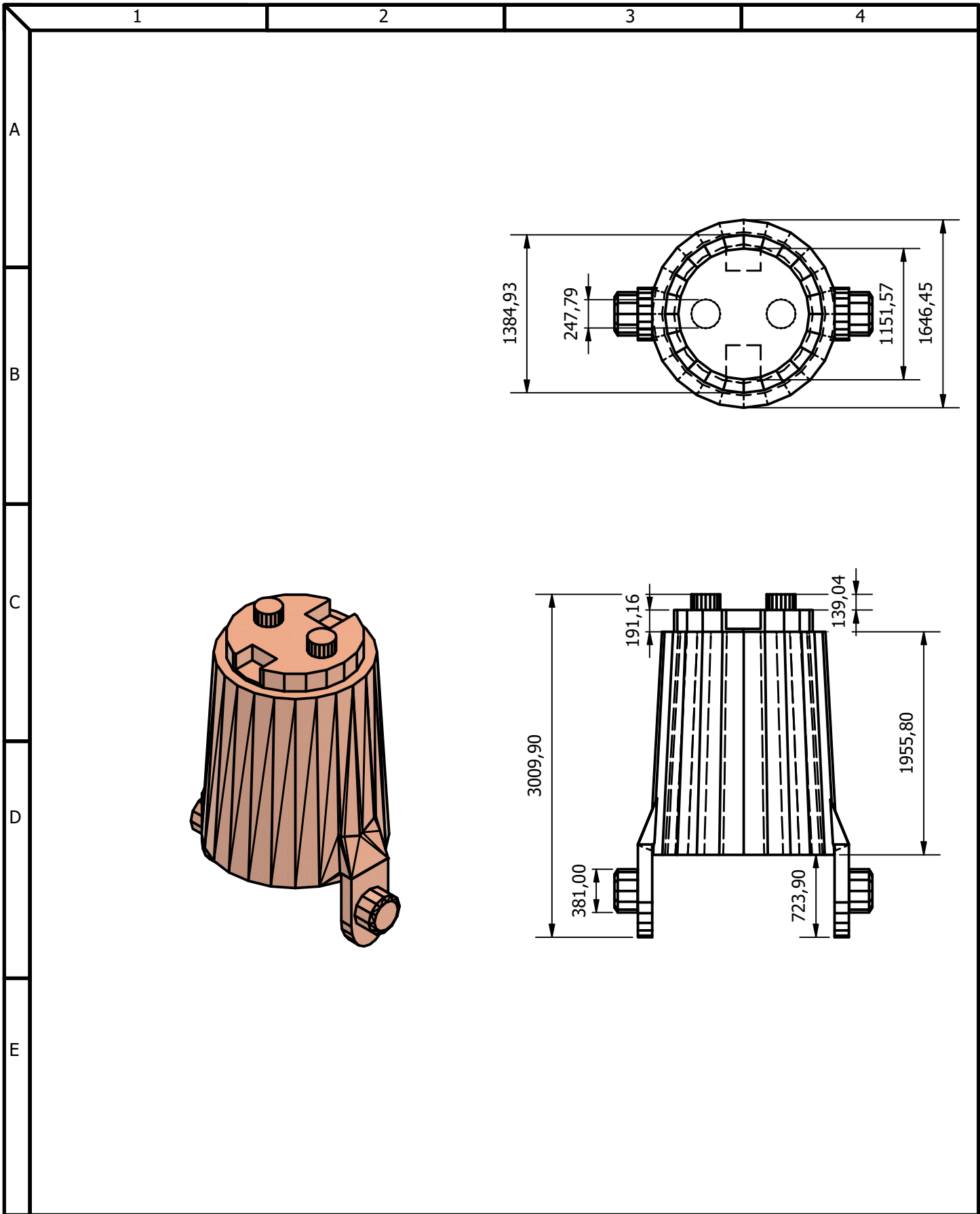
				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: <p style="text-align: center; font-size: 1.2em;">PLA</p>			
				Fecha:	Nombre:	Denominación: <p style="font-size: 1.2em;">Ensamble Principal</p>		Escala: 1 : 4	
			Dib.	10/09/24	IEAC-AJEB				
			Rev.	10/09/24	IEAC-AJEB				
				Apro.	10/09/24	IEAC-AJEB			
				Escuela Superior Politécnica del Litoral			Número: <p style="font-size: 1.2em;">Lamina N° # 1/9</p>		
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nombre				Protesis para Escritura		



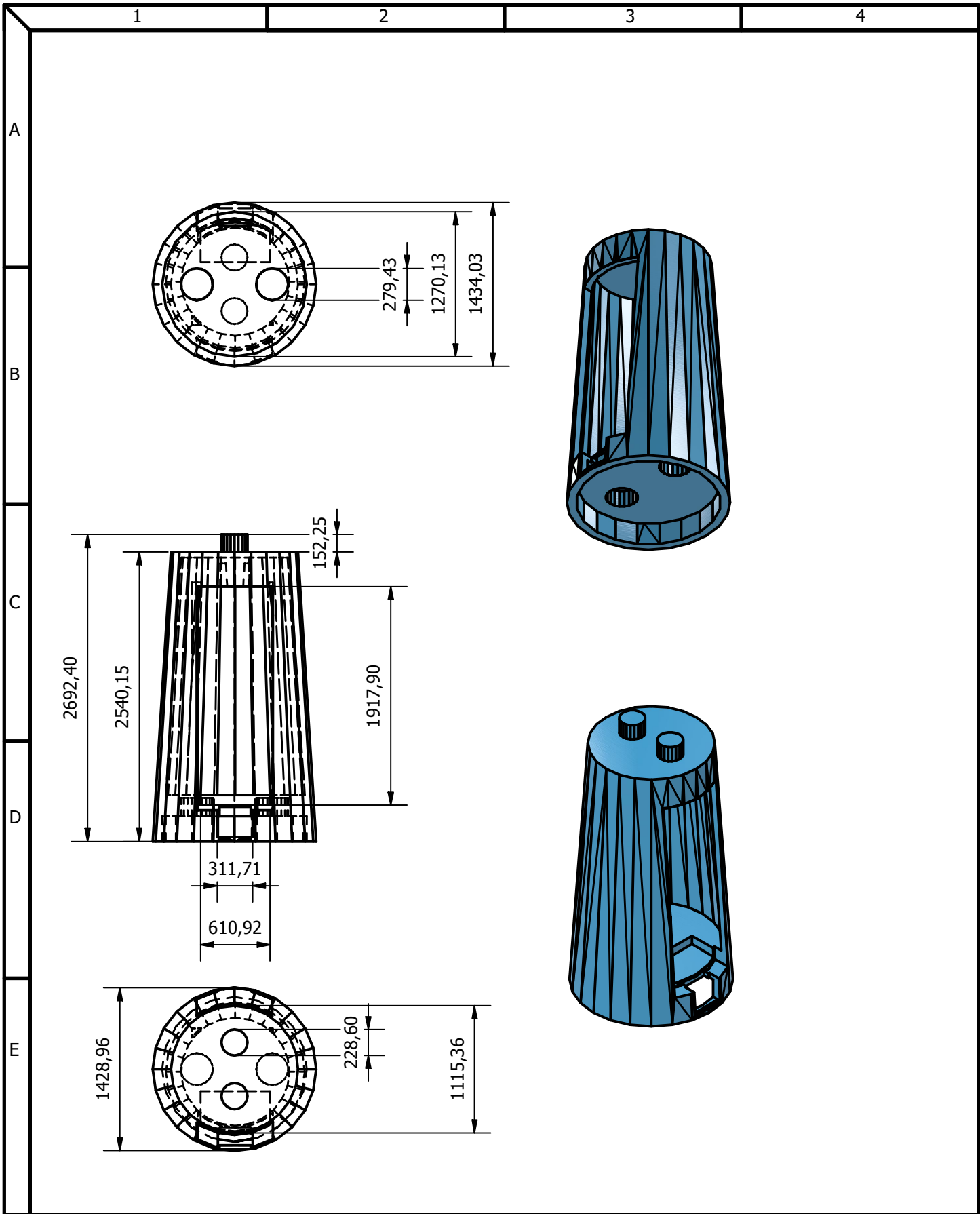
				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha: 10/09/24	Nombre: IEAC-AJEB	Denominación: Bicep	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Escuela Superior Politécnica del Litoral		Número: Lamina N° # 2/9	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Protesis para Escritura	



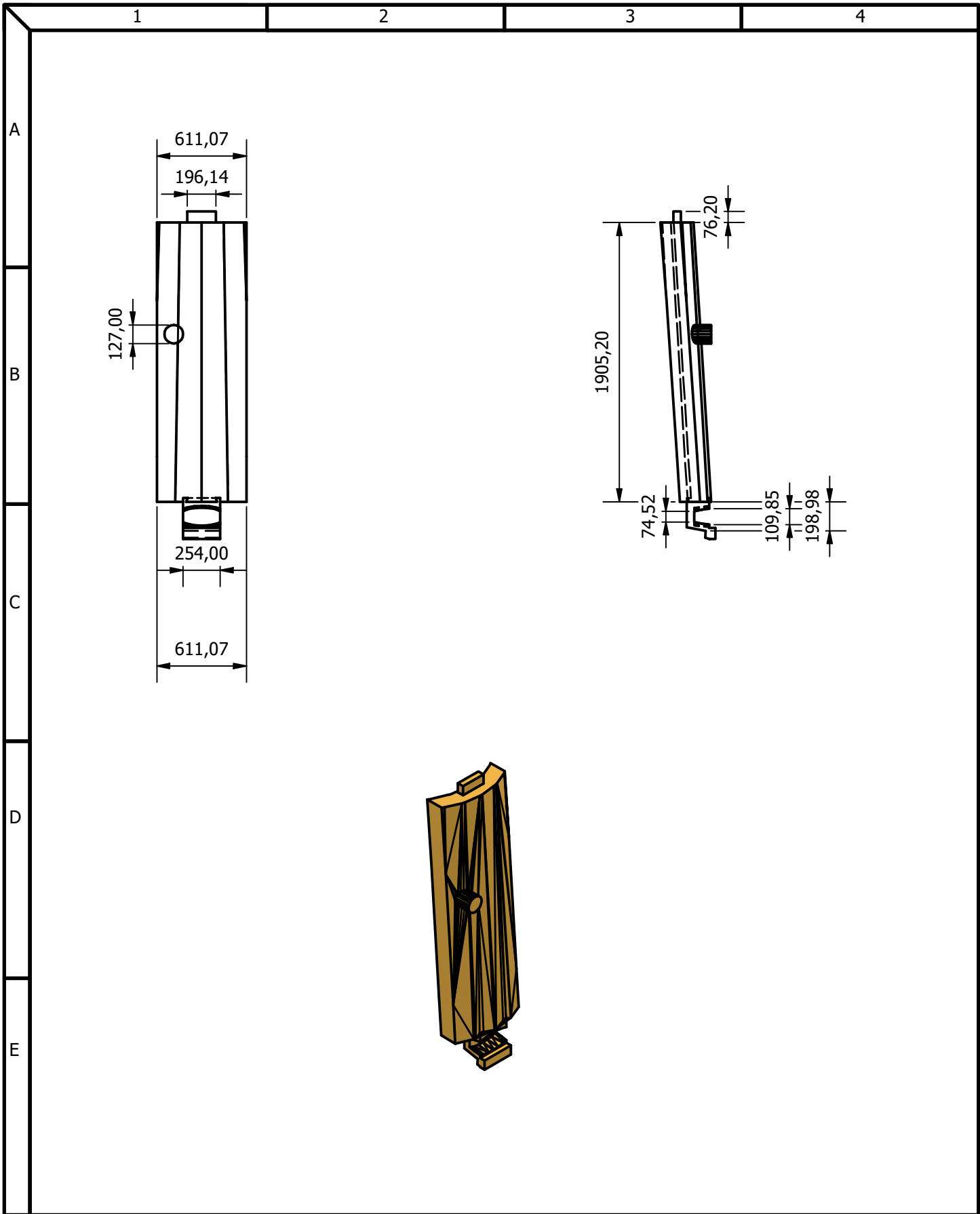
				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha:	Nombre:	Denominación: Tapa Bicep	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Escuela Superior Politécnica del Litoral		Número: Lamina N° # 3/9	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nombre			Protesis para Escritura	



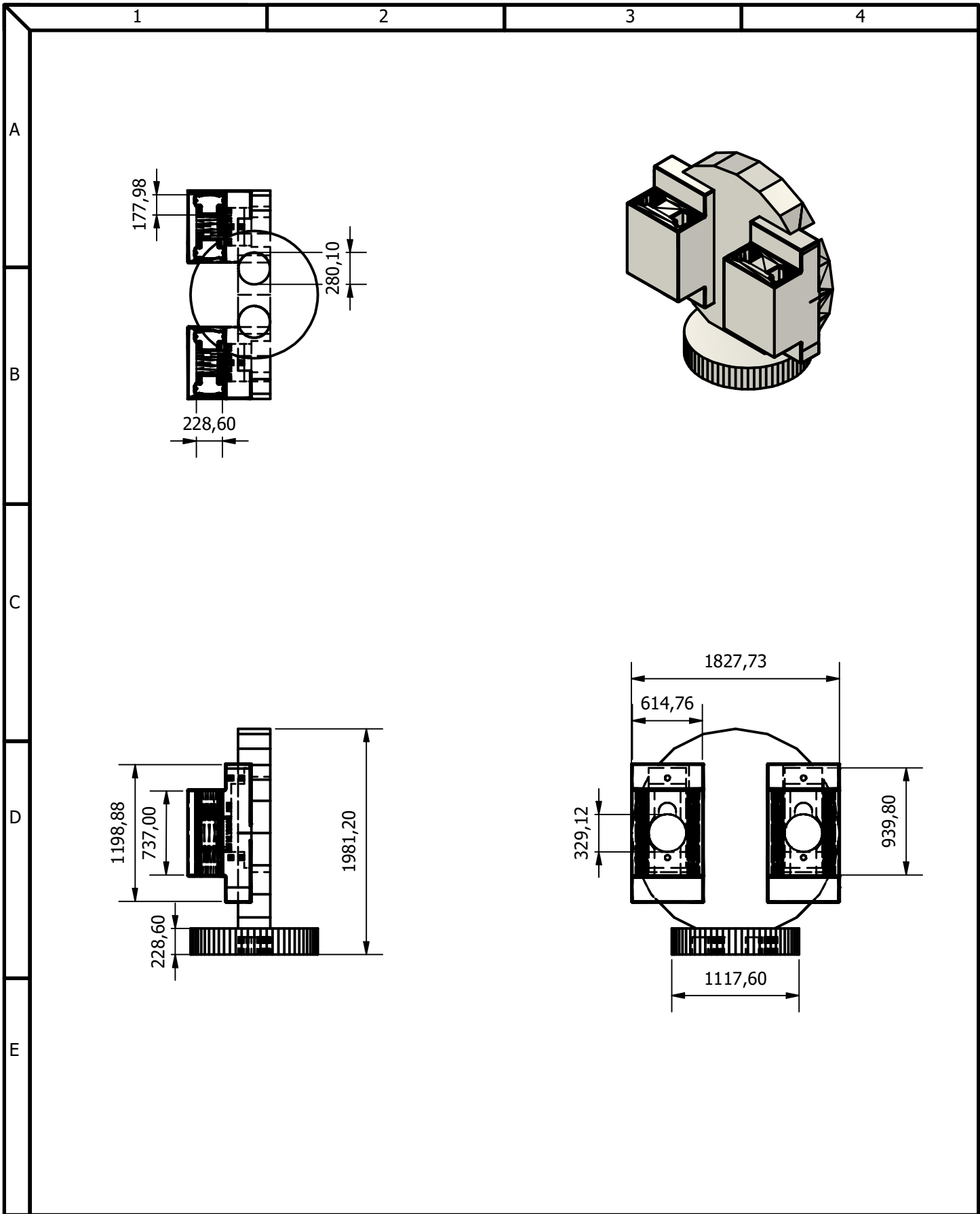
				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha: 10/09/24	Nombre: IEAC-AJEB	Denominación: Antebrazo Principal	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB	Número: Lamina N° # 4/9	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nombre	Escuela Superior Politécnica del Litoral			



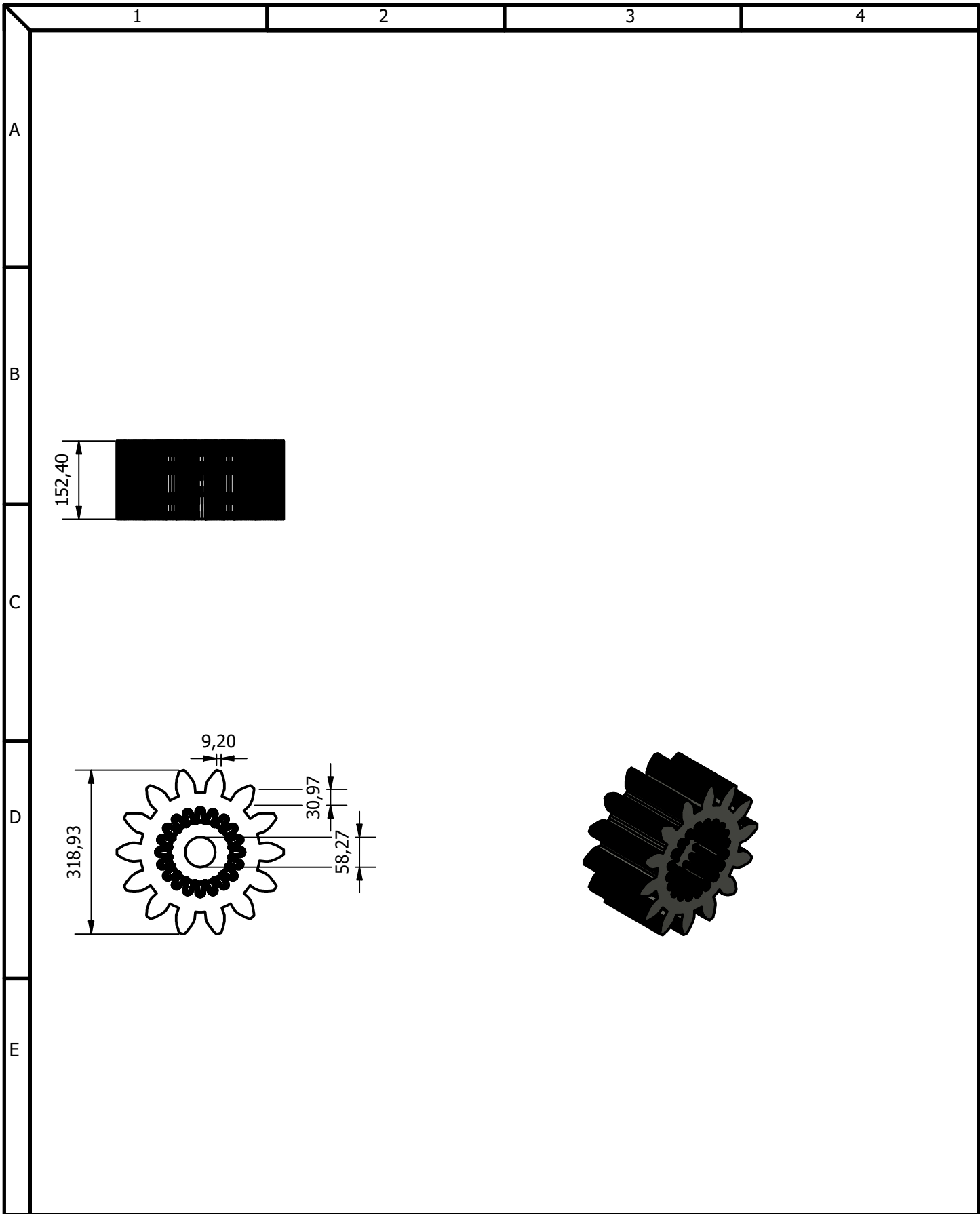
				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha: 10/09/24	Nombre: IEAC-AJEB	Denominación: Antebrazo Secundario	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB	Número: Lamina N° # 5/9	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nombre	Escuela Superior Politécnica del Litoral		Protesis para Escritura	



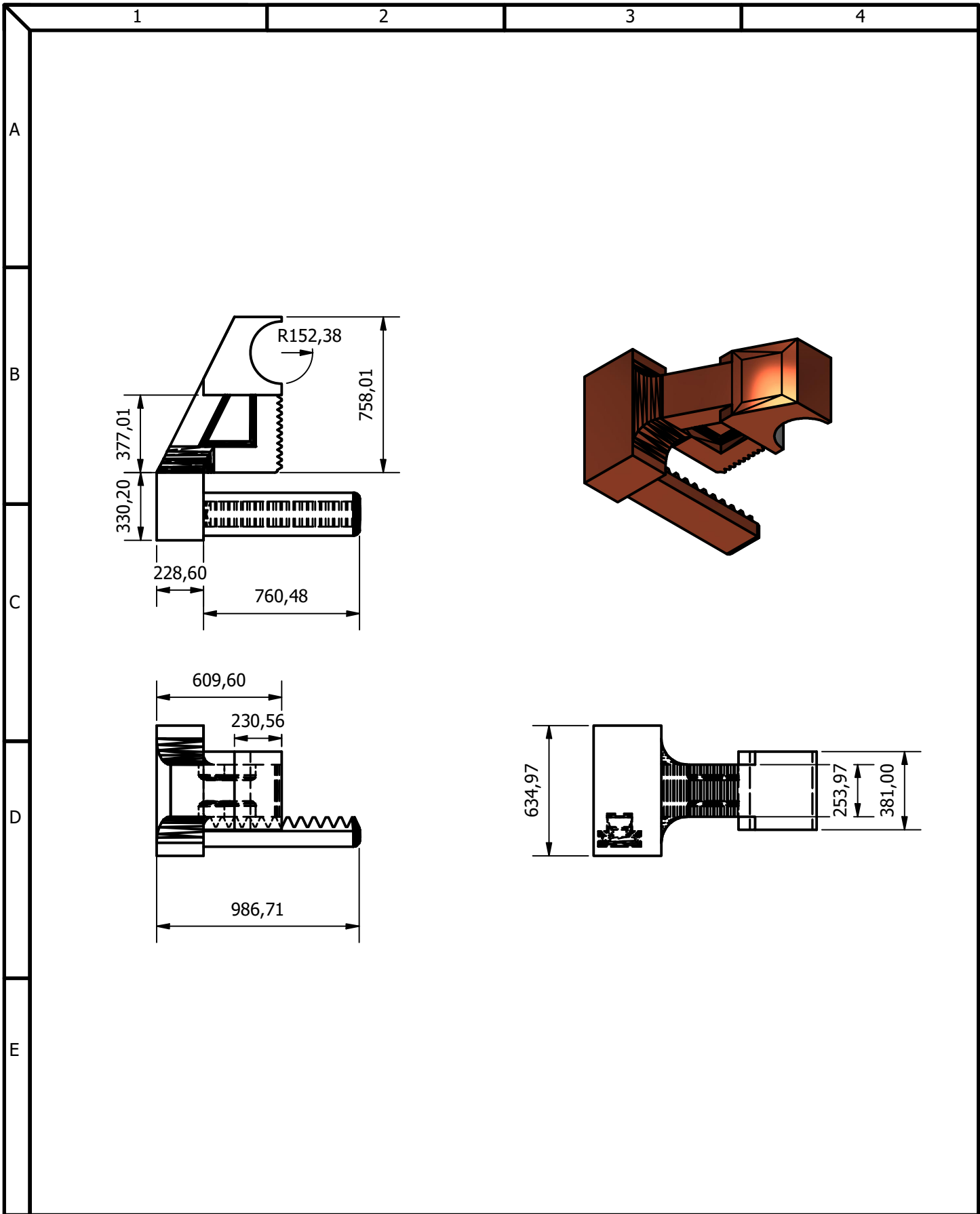
				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha:	Nombre:	Denominación: Tapa Antebrazo Secundario	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB	Número: Lamina N° # 6/9	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Escuela Superior Politécnica del Litoral			



				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha: 10/09/24	Nombre: IEAC-AJEB	Denominación: Mano	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB	Número: Lamina N° # 7/9	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nombre	Escuela Superior Politécnica del Litoral		Protesis para Escritura	



				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha: 10/09/24	Nombre: IEAC-AJEB	Denominación: Engrane Mano	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB	Número: Lamina N° # 8/9	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Escuela Superior Politécnica del Litoral		Protesis para Escritura	



				Tolerancias Lineal: 0.5 Angular: 0.5	Peso N/D	Materiales: PLA	
				Fecha: 10/09/24	Nombre: IEAC-AJEB	Denominación: Pinza	Escala: 1 : 4
				Dib. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Rev. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Apro. 10/09/24	IEAC-AJEB		
				Escuela Superior Politécnica del Litoral		Número: Lamina N° # 9/9	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nombre			Protesis para Escritura	