

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

Diseño e implementación de una prótesis robótica con señales EMG
usando técnicas de Inteligencia Artificial

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingenieros en Mecatrónica

Presentado por:

Karla Pavlova Avilés Mendoza

Neil George Gaibor León

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2021

DEDICATORIA

El presente proyecto se lo dedico a Dios y a mi familia. Junto a ellos he podido forjar mi carácter y mi disciplina, factores que me caracterizan como persona.

También se lo dedico a aquellas personas que tienen la necesidad, pero no pueden costear una prótesis. Espero nuestro proyecto sirva como punto de inicio para futuros proyectos.

Karla Avilés Mendoza

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mis padres, Jorge Gaibor y Nancy León, y a mis hermanos, Ronald Gaibor y Ligia Pin, quienes me han guiado con su esfuerzo y dedicación, y cuyo inquebrantable amor y alegría compartida me impulsa a seguir adelante.

A mi perro, Toribio, cuyo constante deseo de pasear me ha permitido encontrar nuevas formas de resolver problemas innumerables veces.

George Gaibor

AGRADECIMIENTOS

A Dios por ser mi guía y más grande apoyo, por darme la sabiduría y la persistencia para poder llevar a cabo el presente proyecto.

A mi papá, Juan Carlos Avilés, por enseñarme con su ejemplo a esforzarme por lo que quiero. A mi mamá, Jhoyzett Mendoza, por sus sabios consejos y palabras de aliento en los momentos de dificultad. A mi hermano, Juan Andrés Avilés, por sus risas contagiosas y por ser ejemplo para mí. A mi segunda madre, María Smith, por apoyarme siempre y demostrarme cada día su fortaleza y valentía. A mi mascota, Forrest, por enseñarme que no se necesita mucho para ser feliz.

A George Gaibor por su gran profesionalismo, su perseverancia y por ser un gran compañero de trabajo. A nuestro tutor, Víctor Asanza, por ser un excelente líder y por su apoyo incondicional hasta el final.

A Giuseppe Escandón por su paciencia y cooperación a lo largo del proyecto.

Karla Avilés Mendoza

AGRADECIMIENTOS

A mi amiga Karla Avilés, por su dedicación, responsabilidad, ideas y momentos agradables durante el desarrollo de este trabajo.

A nuestro tutor, Víctor Asanza, cuyo increíble compromiso y guía hizo posible este proyecto.

A Giuseppe Escandón por su excelente y honesta retroalimentación durante el proceso de diseño.

A los amigos que me han acompañado a lo largo de mi vida universitaria por su gran ayuda y compañía. En particular, a mi buena amiga Carolina Balcázar, por sus constantes palabras de aliento y apoyo.

George Gaibor

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponden conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Karla Pavlova Avilés Mendoza* y *Neil George Gaibor León* y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



Karla Pavlova Avilés
Mendoza



Neil George Gaibor León

EVALUADORES

.....
Bryan Puruncajas, M. Sc.

PROFESOR DE LA MATERIA

.....
Víctor Asanza, P.hD.

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

En Ecuador, más del 8% de la población cuenta con alguna necesidad en miembros superiores y/o inferiores. Si bien existen organizaciones a nivel internacional y nacional dedicadas al diseño y fabricación de prótesis, las más accesibles están orientadas a la estética y las funcionales se encuentran fuera del alcance de la población promedio. Como solución a este problema se planteó el diseño de una prótesis robótica controlada mediante señales musculares utilizando técnicas de Inteligencia Artificial.

El mecanismo de la prótesis se diseñó en Autodesk Fusion 360 de forma gráfica de acuerdo al movimiento que se deseaba describir, obteniendo un mecanismo de seis barras capaz de sostener objetos como botellas de agua, hojas de papel y plumas/destornilladores con un factor de seguridad de 15 para una carga de hasta 500 gramos. Este se colocó sobre una base de giro que alojaba un servomotor para la rotación. Para el control de la prótesis, se usó la tarjeta de desarrollo Esp32 C3 DevKit-M1. En la cual, se cargó el código de recolección de datos en tiempo real que contenía el modelo simplificado de Inteligencia Artificial, el cual fue desarrollado usando la biblioteca Tensorflow Lite.

Finalmente, el modelo entrenado con tres clases logró clasificar de manera correcta el 78.67% de las muestras. Permitiendo así que la mano logre realizar movimientos acertados la mayoría de las veces. Se cumplieron varios de los requerimientos del usuario, como el peso final de 500 gramos y el tiempo de respuesta de 2 segundos.

Palabras Clave: Inteligencia artificial, prótesis, electromiografía, diseño 3D.

ABSTRACT

In Ecuador, more than 8% of the population has some need in upper and/or lower limbs. Although there are international and national organizations dedicated to the design and manufacture of prostheses, the most accessible ones aim to just be aesthetic replacements and the functional ones are beyond the reach of the average population. As a solution to this problem, the design of a robotic prosthesis controlled by muscle signals using Artificial Intelligence techniques was proposed.

The mechanism of the prosthesis was designed graphically in Autodesk Fusion 360 according to the movement to be described, obtaining a six-bar mechanism capable of holding objects such as water bottles, sheets of paper and pens/screwdrivers with a safety factor of 15 for a load of up to 500 grams. This was placed on a swivel base that housed a servomotor for rotation. To control the prosthesis, the Esp32 C3 DevKit-M1 development board was used. On it, the real-time data collection code was loaded containing the simplified AI model, which was developed using the Tensorflow Lite library. Finally, the model trained with three classes was able to correctly classify 78.67% of the samples. Thus, allowing the hand to perform accurate movements most of the time. Several of the user requirements were met, such as the final weight of 500 grams and the response time of 2 seconds.

Key words: *Artificial intelligence, prosthetics, electromyography, 3D design.*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	X
CAPÍTULO 1	1
1. Introducción.....	1
1.1 Descripción del problema	2
1.2 Justificación del problema	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivo General	4
1.3.2 Objetivos Específicos.....	4
1.4 Marco teórico	5
1.4.1 Anatomía de la mano.....	5
1.4.2 Tipos de agarre	5
1.4.3 Prótesis mioeléctricas de miembro superior	6
1.4.4 Tipos de prótesis.....	9
1.4.5 Tecnologías de comunicación inalámbrica	10
1.4.6 Señales electromiográficas (EMG)	10
1.4.7 Inteligencia artificial	11
CAPÍTULO 2	13
2. Metodología	13
2.1 Requerimientos de diseño.....	13
2.2 Selección de la alternativa de solución.....	13
2.3 Proceso de diseño	15
2.4 Parámetros de diseño mecánico.....	16
2.4.1 Diseño conceptual.....	16
2.4.2 Diseño de los dedos.....	17
2.4.3 Síntesis del mecanismo de flexión-extensión	18

2.4.4	Estimación del torque requerido.....	21
2.4.5	Selección de motores	22
2.4.6	Cubiertas y base de giro	23
2.5	Parámetros de diseño electrónico.....	25
2.5.1	Cálculo de frecuencia de muestreo	25
2.5.2	Selección de arquitectura de comunicación.....	25
2.5.3	Selección de tarjeta de desarrollo	26
2.5.4	Selección de sensores.....	27
2.5.5	Selección de baterías	28
2.6	Diseño experimental.....	28
2.6.1	Registro de datos	30
2.7	Procesamiento de datos y entrenamiento del modelo de IA.....	32
2.7.1	Disminuir la frecuencia.....	32
2.7.2	Normalización.....	32
2.7.3	Extracción de características.....	33
2.7.4	Entrenamiento del modelo	33
2.7.5	Clasificación en tiempo real.....	34
CAPÍTULO 3		36
3.	Resultados y Análisis.....	36
3.1	Diseño mecánico	36
3.1.1	Análisis Dinámico.....	36
3.1.2	FEA.....	40
3.1.3	Pruebas de carga.....	42
3.1.4	Peso del prototipo	42
3.2	Diseño electrónico	43
3.2.1	Diseño del circuito.....	43
3.2.2	Programación de la tarjeta de desarrollo	45
3.3	Modelo de Inteligencia Artificial.....	45
3.4	Análisis de costos	48
CAPÍTULO 4		51
4.	Conclusiones y Recomendaciones.....	51
4.1	Conclusiones.....	51
4.2	Recomendaciones	52

BIBLIOGRAFÍA.....	53
APÉNDICES	58

ABREVIATURAS

EMG	Electromiografía
BLE	Bluetooth Low Energy
IA	Inteligencia Artificial
ML	Machine Learning
DL	Deep Learning
MW	Myoware
Ac	Acelerómetro
Gi	Giroscopio

SIMBOLOGÍA

V	Voltios
mA	Miliamperios
A	Amperios
Hz	Hertz
N	Newton
s	Segundo
g	Gramos
mL	Mililitros
Kgf	Kilogramo de fuerza
cm	Centímetro

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Anatomía de la mano [7].....	5
Figura 1.2 A) Agarre de fuerza B) Agarre de precisión [9].....	6
Figura 1.3 Mecanismo de las prótesis Vincent, iLimb y Bebionic [11].....	7
Figura 1.4 Mecanismo de la prótesis Michelangelo [11].....	7
Figura 1.5 SensorHand Speed de Ottobock [12].....	8
Figura 1.6 Mecanismo de flexión-extensión utilizado en la prótesis OLYMPIC [13]... 8	
Figura 1.7 Prótesis pasivas [14].....	9
Figura 1.8 Prótesis activas [15].....	10
Figura 2.1 Diagrama de proceso de diseño. Fuente: Elaboración propia.	16
Figura 2.2 Render de diseño conceptual. Fuente: Elaboración propia.....	17
Figura 2.3 Análisis empírico de ángulos interfalángicos. Fuente: Elaboración propia. 18	
Figura 2.4 Eslabones obtenidos. Fuente: Elaboración propia.	20
Figura 2.5 Extensión completa del mecanismo. Fuente: Elaboración propia.....	20
Figura 2.6 Flexión completa del mecanismo. Fuente: Elaboración propia.	21
Figura 2.7 Mecanismo de abrazadera simple [27]	21
Figura 2.8 De izquierda a derecha: Cubierta delantera, cubierta trasera, cubierta superior. Fuente: Elaboración propia.	23
Figura 2.9 Cubierta trasera: Vista posterior. Fuente: Elaboración propia.....	24
Figura 2.10 Base de giro. Fuente: Elaboración propia.....	24
Figura 2.11 Esquema de comunicación entre cliente y servidor BLE. Fuente: Elaboración propia.	26
Figura 2.12 Esquema del experimento. Fuente: Elaboración propia.....	29
Figura 2.13 Esquema de interacción entre cliente y servidor BLE. Fuente: Elaboración propia.	30
Figura 2.14 Tareas musculares del experimento. Fuente: Elaboración propia.	30
Figura 2.15 Posición de sensores. Fuente: Elaboración propia.	31
Figura 2.16 Registro de datos. Fuente: Elaboración propia.....	31
Figura 2.17 Señal a 1 kHz vs señal a 20 Hz. Fuente: Elaboración propia.	32
Figura 2.18 Arquitectura del modelo de Tensorflow. Fuente: Elaboración propia. ...	33
Figura 2.19 Precisión del modelo en diferentes ventanas de tiempo. Fuente: Elaboración propia.	34

Figura 2.20 Generación del modelo como archivo fuente de C. Fuente: Elaboración propia.	35
Figura 3.1 Renders de la prótesis robótica: (1) Mecanismo de flexión-extensión (2) Base de giro. Fuente: Elaboración propia.	36
Figura 3.2 Mecanismo de flexión-extensión en el ambiente de simulación dinámica de Autodesk Inventor 2022. Fuente: Elaboración propia.	37
Figura 3.3 Puntos de interés: (1) Ubicación de las cargas (2) Articulaciones del eslabón conectado al acople del motor (3) Articulación del acople del motor. Fuente: Elaboración propia.	37
Figura 3.4 Curva de desplazamiento para el movimiento impuesto. Fuente: Elaboración propia.	38
Figura 3.5 Curva de momento en la Biela # 1. Fuente: Elaboración propia.	39
Figura 3.6 Curva de momento en el Acople. Fuente: Elaboración propia.	39
Figura 3.7 Reacciones sobre las articulaciones de la Biela #1 en el instante inicial. Fuente: Elaboración propia.	40
Figura 3.8 Reacciones sobre las articulaciones de la Biela #1 en el ambiente de análisis de esfuerzos. Fuente: Elaboración propia.	40
Figura 3.9 Análisis de desplazamiento en el eslabón. Fuente: Elaboración propia. .	41
Figura 3.10 Factor de seguridad. Fuente: Elaboración propia.	41
Figura 3.11 Pruebas de carga. Fuente: Elaboración propia.	42
Figura 3.12 Peso del prototipo. Fuente: Elaboración propia.	43
Figura 3.13 Diagrama esquemático electrónico. Fuente: Elaboración propia.	44
Figura 3.14 Placa PCB. Fuente: Elaboración propia.	44
Figura 3.15 Case impreso en 3D. Fuente: Elaboración propia.	45
Figura 3.16 Matriz de confusión I. Fuente: Elaboración propia.	46
Figura 3.17 Matriz de confusión II. Fuente: Elaboración propia.	47
Figura 3.18 Gráfica de la exactitud del modelo. Fuente: Elaboración propia.	48
Figura 3.19 Gráfica de la pérdida del modelo. Fuente: Elaboración propia.	48
Figura 3.20 Comparación de características. Fuente: Elaboración propia.	50

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Requerimientos de diseño. Fuente: Elaboración propia.....	13
Tabla 2.2 Criterios de selección. Fuente: Elaboración propia.....	14
Tabla 2.3 Resultados de criterios de selección. Fuente: Elaboración propia.....	15
Tabla 2.4 Ángulos interfalángicos. Fuente: Elaboración propia.....	17
Tabla 2.5 Longitudes de falanges. Fuente: Elaboración propia.....	18
Tabla 2.6 Dimensiones establecidas para eslabones. Fuente: Elaboración propia..	19
Tabla 2.7 Dimensiones determinadas mediante síntesis gráfica. Fuente: Elaboración propia.	19
Tabla 2.8 Características de servomotores. Fuente: Elaboración propia.....	23
Tabla 2.9 Matriz de decisión para la arquitectura de comunicación. Fuente: Elaboración propia.	26
Tabla 2.10 Características técnicas de Bluetooth Low Energy. Fuente: Elaboración propia.	26
Tabla 2.11 Características generales del ESP32 C3 DevKit-M1. Fuente: Elaboración propia.	27
Tabla 2.12 Características técnicas del sensor MyoWare. Fuente: Elaboración propia.	27
Tabla 2.13 Estructura de lecturas de sensores. Fuente: Elaboración propia.....	28
Tabla 2.14 Consumo de corriente de los componentes. Fuente: Elaboración propia.	28
Tabla 2.15 Fuentes de alimentación. Fuente: Elaboración propia.....	28
Tabla 2.16 Relación entre los movimientos musculares y los de la mano robótica. Fuente: Elaboración propia.	28
Tabla 2.17 Librerías utilizadas. Fuente: Elaboración propia.	29
Tabla 2.18 Hiperparámetros y funciones usadas en el entrenamiento del modelo. Fuente: Elaboración propia.	34
Tabla 3.1 Resultados de la simulación dinámica. Fuente: Elaboración propia.	39
Tabla 3.2 Métricas de evaluación del modelo. Fuente: Elaboración propia.	45
Tabla 3.3 Análisis de costos. Fuente: Elaboración propia.	49
Tabla 3.4 Comparación de precios. Fuente: Elaboración propia.	49

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

En Ecuador, más del 8% de la población cuenta con alguna necesidad en miembros superiores y/o inferiores, así lo detalla Alberto Larrea, coordinador del plan Jubilous3D [1]. Esta minoría carece de los recursos suficientes para contar con las mismas oportunidades que el resto de ecuatorianos. Entre los varios impedimentos, se encuentran el costo y la funcionalidad de las prótesis producidas en el país.

Inicialmente, el costo de una prótesis, el cual se encuentra alrededor de los 8 mil dólares, es excesivamente elevado en comparación con el ingreso del ecuatoriano promedio, el cual, según la Encuesta Nacional de Empleo, Desempleo y Subempleo (Enemdu), llegó a 248 USD en agosto del 2021 [2]. Por otro lado, el acceso limitado a prótesis pasivas no contribuye en gran parte a la solución del problema, ya que estas están orientadas más a la estética que a la funcionalidad. Si bien, para ciertas personas, una prótesis pasiva satisface sus necesidades, para otras, contar con una prótesis activa es primordial para poder llevar a cabo tareas que forman parte de la cotidianidad.

En la actualidad sí existen empresas dedicadas a la fabricación de prótesis, tales como ROMP, Proteus, Ecuaprótesis3D y Ormedic. Esta primera, es una fundación que ha ayudado a más de 3500 personas, en el 2020 entregaron 50 prótesis [3]. Sin embargo, David Krupa, su director, manifestó no poder costear todos los casos que le llegan. Por otro lado, Ecuaprótesis3D, se encarga de realizar prótesis únicamente mecánicas.

1.1 Descripción del problema

De las personas que cuentan con alguna discapacidad física, solo el 17% se encuentran empleadas [4], siendo la mayoría de situaciones económicas vulnerables [1]. Claramente el aspecto económico es un frente bastante preocupante, sin embargo, no es el único. Las personas con amputaciones superiores experimentan limitaciones ocupacionales a lo largo de su vida debido al impacto funcional que conllevan, afectando finalmente su estado físico y mental [1].

A pesar de varias iniciativas para satisfacer las necesidades existentes, las intenciones no han sido suficientes para cubrirlas. La misión Las Manuelas [5], fundada en 2007 *"busca garantizar la atención integral de las personas con discapacidad y la de sus núcleos familiares"*. Esta iniciativa adquirió maquinaria en el 2012 para producir 300 prótesis mensuales, hasta el 2019 no se produjo ni el 10%; se sustenta la falta de recurso humano como causa principal de la escasez de producción. Por otro lado, algunas de las prótesis entregadas alrededor del país, no cubren las necesidades básicas de los pacientes. Muchas de ellas establecen como prioridad la estética, dejando a un lado la funcionalidad y precisión.

1.2 Justificación del problema

Gracias a la popularidad de la tecnología de impresión 3D actualmente en Ecuador existen empresas dedicadas al diseño y fabricación de prótesis para extremidades superiores. En la actualidad existen varios centros dedicados a la elaboración de prótesis, tales como: *Protéus*, *ROMP*, *CRIE* (Centro de Rehabilitación Integral Especializado, los 3 ubicados en Guayaquil, Quito y Loja) entre otros. No obstante, el acceso a las mismas se limita, en su mayoría, a prótesis pasivas debido a los elevados costos que implica una prótesis activa controlada por electromiografía. Por lo tanto, con el desarrollo del presente proyecto se espera generar un repositorio público, junto con ello un aporte significativo al mercado de prótesis activas. De esta manera, se podrá contribuir a la iniciativa de producirlas a menores costos, facilitando el acceso a las personas que más las necesitan.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar e implementar una prótesis de mano activa controlada mediante señales de electromiografía empleando técnicas de inteligencia artificial para facilitar la ejecución de actividades cotidianas en pacientes con amputación de mano.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Diseñar un mecanismo que cumpla los requerimientos de agarre, giro y precisión, establecidos por el usuario.
2. Elaborar un circuito electrónico para la recolección y procesamiento de señales de electromiografía en tiempo real.
3. Desarrollar un algoritmo de inferencia capaz de clasificar los datos recopilados.
4. Desarrollar un repositorio público con los diseños, esquemáticos y códigos, elaborados.
5. Validar el prototipo resultante con un paciente con amputación de manos.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Anatomía de la mano

La mano humana consiste en cuatro dedos y un pulgar. Cada dedo está compuesto de cuatro huesos. Los tres segmentos que sobresalen de la palma se denominan falanges: distal, media y proximal desde la punta hasta la base del dedo respectivamente, ver Figura 1.1. El cuarto hueso de cada dedo se denomina metacarpo, estos conectan cada grupo de falanges a un grupo de huesos llamados carpos ubicados en la base de la palma. Los carpos permiten que la muñeca rote y se desplace utilizando el radio y el cubito como pivote. [6]

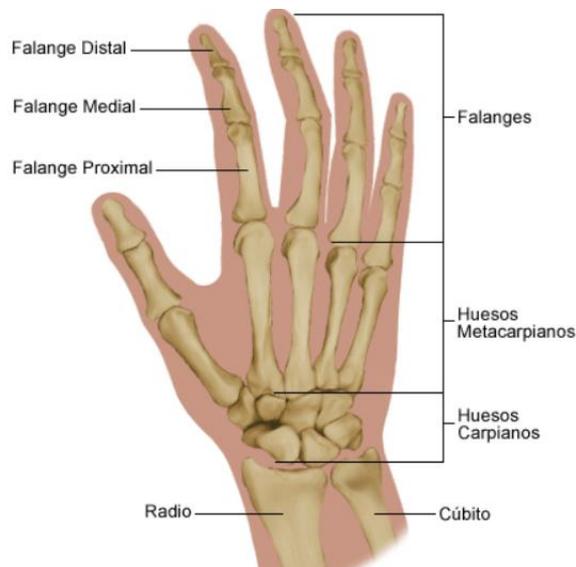


Figura 1.1 Anatomía de la mano [7]

Esta estructura le otorga a la mano 27 grados de libertad: 4 en cada dedo, 5 en el pulgar y 6 en la muñeca. Por lo general, los fabricantes de prótesis limitan el movimiento a una cantidad considerablemente menor de grados de libertad debido a consideraciones de potencia, espacio, peso y control. [8]

1.4.2 Tipos de agarre

El agarre de un objeto involucra la prensión o sujeción de este entre dos superficies de la mano. Si bien las maneras en las que se pueden agarrar objetos de distintas formas y tamaños son extremadamente diversas, existe un sistema general que permite clasificar

el agarre de acuerdo con la función muscular requerida para realizarlos y mantenerlos. [9]

Bajo el sistema previamente mencionado el agarre se puede clasificar como agarre de fuerza o de precisión, ver Figura 1.2. El agarre de fuerza por lo general resulta en la flexión de todas las articulaciones de los dedos. Puede incluir el pulgar para estabilizar el objeto a agarrar, el cual se sostiene entre los dedos y la palma. Por otro lado, el de precisión posiciona un objeto entre uno o más dedos y el pulgar sin involucrar la palma.

A)



B)



Figura 1.2 A) Agarre de fuerza B) Agarre de precisión [9]

1.4.3 Prótesis mioeléctricas de miembro superior

Las prótesis mioeléctricas son miembros artificiales controlados mediante señales electromiográficas. Ofrecen el mayor grado de rehabilitación posible debido a su excelente función y biomimetismo [10]. A continuación, se detallan las principales especificaciones físicas y de rendimiento consideradas actualmente para su diseño.

1.4.3.1 Mecanismos

Los mecanismos principales se separan entre sistemas de actuación centrales e individuales. Los sistemas centrales actúan los cinco dedos de forma simultánea con un único actuador, mientras que los individuales dedican un actuador a cada dedo y, en ciertos casos, dos para la rotación y flexión-extensión del pulgar.

En lo que a los dedos respecta por lo general incluyen una articulación proximal similar a la metacarpofalángica y una articulación distal que engloba la función de la articulación interfalángica distal e interfalángica proximal. Este tipo de mecanismo se puede observar en la Figura 1.3. Otras variantes consisten en un único segmento como dedo con una articulación metacarpofalángica como se puede observar en la Figura 1.4.

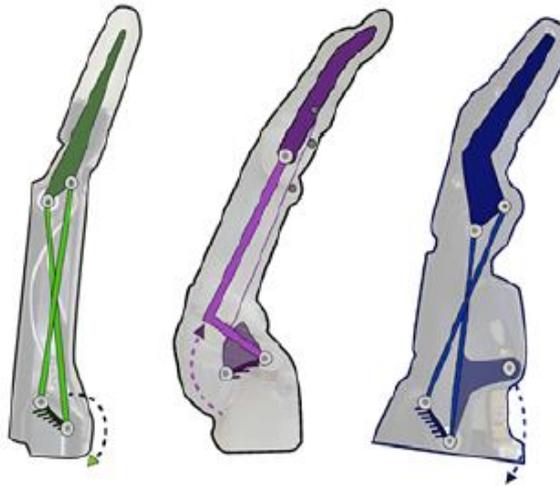


Figura 1.3 Mecanismo de las prótesis Vincent, iLimb y Bebionic [11]



Figura 1.4 Mecanismo de la prótesis Michelangelo [11]

Sin importar la cantidad de articulaciones, los eslabones que forman los dedos tienen un movimiento fijo relativo de uno a otro en lugar de actuar cada articulación de forma independiente. Esto permite conseguir la flexión-extensión empleando diversos mecanismos de cuatro barras como se puede observar en la Figura 1.3, en donde se comparan los mecanismos utilizados en dedos de las prótesis Vincent, iLimb Y Bebionic. Alternativas para la flexión-extensión incluyen: cuerdas como tendones; un conjunto de dedos conectados mediante un eslabón para formar un gripper actuado por un único motor como se muestra en la Figura 1.5; y una combinación de cuerdas para la flexión y resortes para la extensión como se puede observar en la Figura 1.6.



Figura 1.5 SensorHand Speed de Ottobock [12]

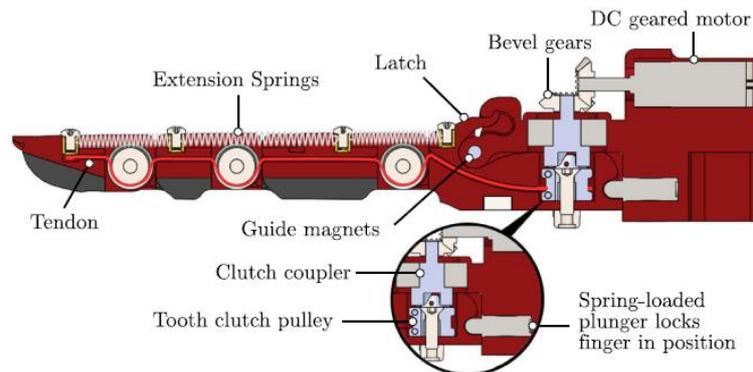


Figura 1.6 Mecanismo de flexión-extensión utilizado en la prótesis OLYMPIC [13]

1.4.3.2 Actuadores

Debido a restricciones de espacio, peso y consumo energético los motores se limitan a modelos de corriente continua, pequeños con altas reducciones de engranajes. Se ubican en los dedos cerca de la articulación metacarpofalángica o en el centro de la palma dependiendo de la elección de mecanismo principal.

1.4.3.3 Consideraciones físicas

El peso promedio de una mano es 400 gramos o 0.6% del total del peso corporal para hombres y 0.5% para mujeres. Sin embargo, prótesis existentes de peso similar son consideradas muy pesadas por los usuarios. En un estudio comparativo de prótesis mioeléctricas se observó un rango de 350 g a 615 g en prótesis comerciales y de 350 a 2200 g en prototipos de investigación. Sin embargo, este rango no representa comparaciones consistentes debido a que en algunos casos los desarrolladores incluyen el sistema de actuación y control en el peso total, mientras que otros consideran únicamente el peso de la estructura que conforma la mano. Si bien no existe una especificación máxima de peso para las prótesis, el consenso es que se debe minimizar el peso con algunos grupos de investigadores definiendo un límite de hasta 500g [11].

El rango de apertura de prótesis comerciales se encuentra de 35 a 102 grados con una velocidad promedio de cierre de 78.2 grados/s. La fuerza de agarre promedio es de 7.97 N con un máximo de 16.1 N y un mínimo de 3 N. Adicionalmente, la flexibilidad del mecanismo de los dedos en la dirección de flexión es un factor importante para evitar rupturas.

1.4.4 Tipos de prótesis

De acuerdo con la funcionalidad las prótesis se pueden clasificar en dos tipos: activas y pasivas. Las prótesis pasivas (Figura 1.7) tienen como objetivo principal mantener la estética del cliente, sustituyendo el miembro perdido del sujeto.



Figura 1.7 Prótesis pasivas [14]

Las prótesis activas (Figura 1.8) son funcionales, pueden ser únicamente mecánicas o pueden contar con algún circuito electrónico que controle su posición.



Figura 1.8 Prótesis activas [15]

1.4.5 Tecnologías de comunicación inalámbrica

La tecnología inalámbrica es aquella que transmite datos sin usar ningún cableado, en su lugar usan distintos tipos de comunicación de distancia limitada. En la actualidad existen variedad de sistemas de recopilación de datos mioeléctricos, muchos de los cuales basan la transferencia de datos en la comunicación por Bluetooth y Bluetooth Low Energy [16].

Bluetooth es una tecnología de radio frecuencia la cual transmite información intercambiándola en forma de paquetes en una frecuencia establecida. Se conoce que consume mucho menos energía que WiFi-Direct, sin embargo, consume mucha más energía que Bluetooth Low Energy.

Bluetooth Low Energy (BLE) o Bluetooth 4.0, es una versión del Bluetooth clásico, sus diferencias radican en el tiempo de conectividad, mientras que el clásico permanece en conexión durante varios segundos u horas, BLE solo necesita realizar conexiones cortas y cuando no está conectado pasa a *sleep mode*, por lo tanto, consume mucha menos energía.

1.4.6 Señales electromiográficas (EMG)

Las técnicas de electromiografía se usan para recopilar las señales eléctricas en los músculos, estas son enviadas desde las neuronas motoras con el fin de moverlos. Para la medición se usan electrodos, los cuales registran la velocidad y amplitud de las señales. Si bien existen técnicas invasivas para realizar mediciones, la electromiografía no invasiva logra recolectar datos usando electrodos de superficie [17].

Frecuencia de muestreo

Las señales EMG contienen información relevante en el rango de 50-150 Hz [18], sin embargo, se han analizado diversas frecuencias de muestreo. Como conclusión se estableció que el uso de frecuencias de muestreo más altas permite obtener mejores resultados [19]. A su vez se establece que al usar un filtro paso alto con límite de 120 Hz se pueden eliminar los ruidos de la línea eléctrica, entre otros [20].

Sensor MyoWare

Sensor de tres electrodos que registra las señales eléctricas en los músculos, a continuación, se detallan sus características técnicas:

- 2.9 V – 5.7 V
- 9 mA
- Señal sin procesar
- Señal filtrada
- Ganancia ajustable

Ha sido usado en múltiples proyectos de investigación debido a su bajo costo [21] [22], y gracias su característica *wearable* (usable) se puede incluir en proyectos que involucran movimientos libres [23].

1.4.7 Inteligencia artificial

Se ha registrado un aumento del uso de técnicas de inteligencia artificial (IA), en prótesis, en los últimos años. Con el aumento de precisión en la toma de datos y con el exponencial crecimiento del nivel computacional, la IA es capaz de tomar decisiones basadas en el registro de datos para clasificar las intenciones de los usuarios. Tanto técnicas de *Machine Learning* (ML), como de *Deep Learning* (DL) pueden ser empleadas para la clasificación de los datos. Si bien DL es un tipo de ML usa técnicas distintas para alcanzar los objetivos de clasificación.

Aprendizaje Automático o *Machine Learning*

Rama de la IA capaz de reconocer patrones en los datos para realizar predicciones o clasificaciones, usando teorías de matemática y estadística [24].

- **Aprendizaje supervisado**

Este tipo de aprendizaje automático se basa en optimizar el modelo basándose en la experiencia de clasificación de datos etiquetados, puede ser de tipo categórico o continuo [24].

- **Aprendizaje no supervisado**

Este tipo de aprendizaje automático se encarga de encontrar patrones desconocidos en los datos proporcionados, es decir, trabaja con datos sin etiqueta [24].

Aprendizaje profundo o *Deep Learning*

Es un tipo de ML que usa redes neuronales, las cuales emulan las funcionalidades del cerebro humano, para cumplir con los objetivos de clasificación. Este tipo de aprendizaje ha probado ser muy efectivo para la clasificación de imágenes y con el manejo de texto, sin embargo, puede ser empleado en distintas áreas de investigación [25].

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

En el presente capítulo se explica de manera detallada el proceso de diseño de la mano robótica, tanto la parte mecánica como la electrónica. A su vez, de cada una de ellas se describen los procesos de selección y las decisiones que se tomaron en las diferentes etapas. Finalmente, se detallan el proceso experimental y el procesamiento de datos.

2.1 Requerimientos de diseño

Como primera etapa de diseño, se organizaron reuniones con el cliente, para establecer los requerimientos del producto, mismos requerimientos se estructuraron en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1 Requerimientos de diseño. Fuente: Elaboración propia.

Funcionalidad	El agarre de la mano debía ser preciso hasta el punto de poder agarrar objetos de pequeñas dimensiones, como una moneda
Tiempo de respuesta (máximo)	3 segundos
Carga máxima	500 gramos
Tiempo de operación diario	3 horas
Tamaño máximo	180 mm
Peso máximo	500 gramos
Diámetro de apertura	60 mm

2.2 Selección de la alternativa de solución

A partir de los requerimientos establecidos y el estado del arte se definieron las siguientes alternativas de solución:

- **Alternativa 1:**

Diseño de una mano de cinco dedos articulados con cables como mecanismo de flexión-extensión.

- **Alternativa 2:** Diseño de un gripper de tres dedos no articulados con mecanismo de 4 barras como mecanismo de flexión-extensión.

- **Alternativa 3:**

Diseño de una mano de cinco dedos articulados con resortes como mecanismo de flexión-extensión.

La mejor alternativa se determinó a partir de los criterios establecidos en la Tabla 2.2, donde se ordenan del más al menos importante para establecer su porcentaje de influencia sobre la decisión. A continuación, se detalla cada criterio:

- **Fuerza de agarre:** capacidad de carga máxima de la prótesis de acuerdo con el mecanismo de flexión-extensión, la mayor fuerza de agarre se considera mejor.
- **Gestos:** tipos de agarre que puede realizar la prótesis (de precisión, fuerza, etc.), la mayor cantidad de agarres se considera mejor.
- **Peso:** peso total del mecanismo con los componentes incluidos, el más liviano se considera mejor.
- **Grados de libertad:** direcciones en las que puede desplazarse el mecanismo, más grados de libertad se consideran mejor.

Tabla 2.2 Criterios de selección. Fuente: Elaboración propia.

Criterios de selección			
Peso	Criterio	Nivel de Importancia	% de Decisión
4	Fuerza de agarre	1	40
1,5	Gestos	2	15
3	Peso	3	30
1,5	Grados de libertad	4	15
10	TOTAL		100

Luego de evaluar las alternativas propuestas utilizando los criterios establecidos se determinó que la alternativa 2 sería la solución óptima debido a que se puede obtener una fuerza de agarre considerable con un peso considerablemente reducido. Los resultados del análisis se muestran en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3 Resultados de criterios de selección. Fuente: Elaboración propia.

Criterios	Peso				Resultados	
	4	1,5	3	1,5	Puntaje	Prioridad
	Fuerza de agarre	Gestos	Peso	Grados de libertad		
Alternativa 1	1	3	2	2,5	18,25	2
Alternativa 2	3	1	3	1	24	1
Alternativa 3	2	2	1	2,5	17,75	3

2.3 Proceso de diseño

El proceso de diseño empezó con una etapa de definición del problema, luego, una etapa de diseño y finalmente se realizaron simulaciones y validaciones respectivas hasta cumplir con los requerimientos del cliente. A pesar de que en el diagrama de la Figura 2.1 se detallan las etapas y subetapas de manera secuencial, cabe recalcar que el proceso fue mayormente iterativo, retornando a etapas previas para reevaluar consideraciones y corregir errores.

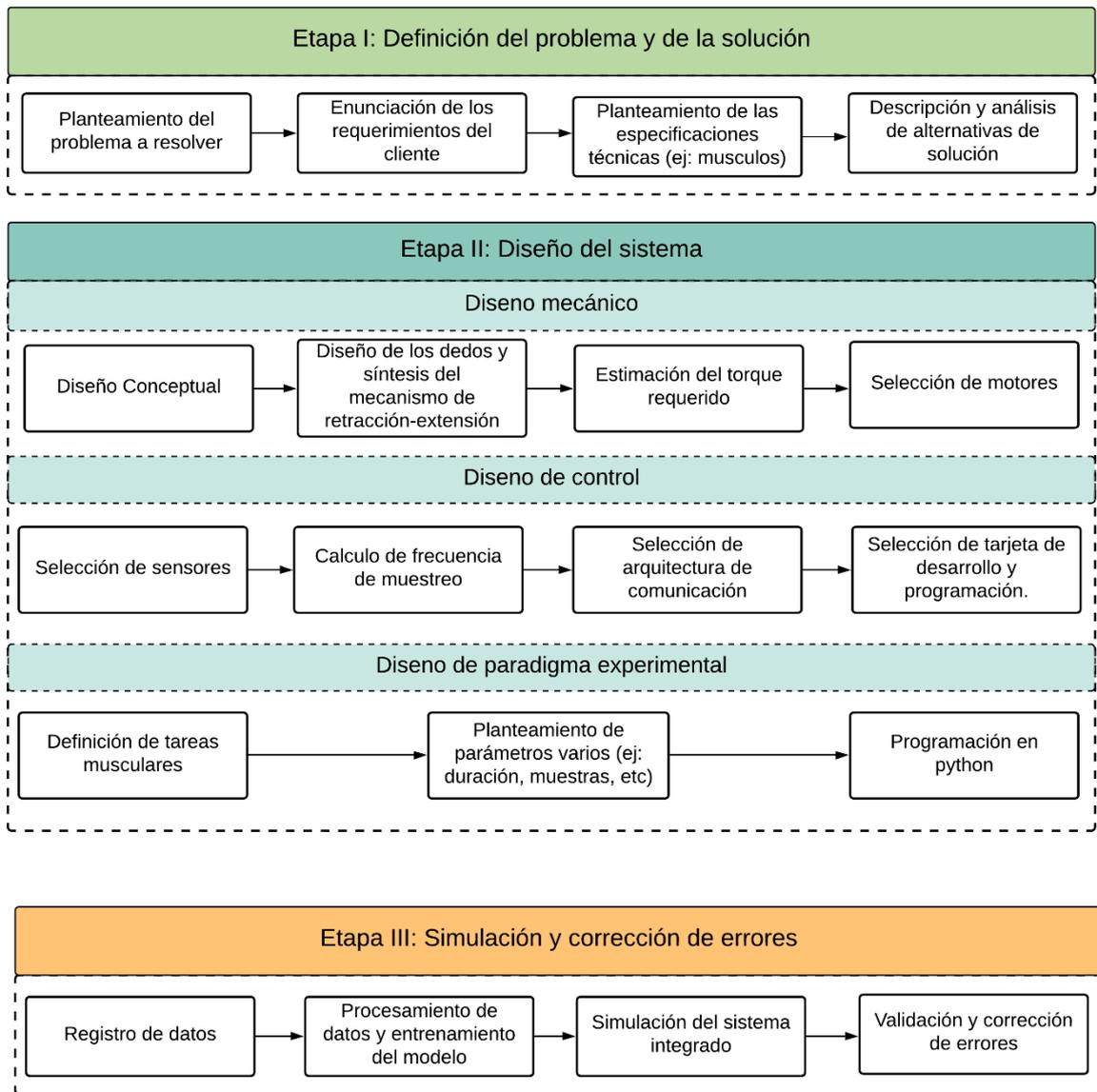


Figura 2.1 Diagrama de proceso de diseño. Fuente: Elaboración propia.

2.4 Parámetros de diseño mecánico

2.4.1 Diseño conceptual

La Figura 2.2 ilustra el modelo inicial del mecanismo de flexión-extensión escogido. Se puede observar la inclusión de tres dedos formando un agarre de precisión, impulsados por un servomotor mediante una manivela conectada al grupo formado por los dedos índice y medio.



Figura 2.2 Render de diseño conceptual. Fuente: Elaboración propia.

2.4.2 Diseño de los dedos

Con el objetivo de asegurar posiciones ideales durante el agarre, los ángulos entre las secciones que representan las falanges distal, medial y proximal de los dedos se definieron de acuerdo con la Tabla 2.4. Estos están basados en la diferencia angular establecida para la abducción y aducción en la articulación metacarpofalángica [6], y el ángulo en la posición funcional establecido para la articulación interfalángica proximal y distal [9]. Adicionalmente, en la Figura 2.3 se presenta un análisis empírico de los ángulos entre las falanges observados en el modelo de prótesis Variplus Speed ofrecida por Ottobock, que se asemeja a la información recopilada.

Tabla 2.4 Ángulos interfalángicos. Fuente: Elaboración propia.

Dedo	Falange proximal	Falange medial	Falange distal
Pulgar	30°	35°	5°
Índice/Medio	70°	30°	5°

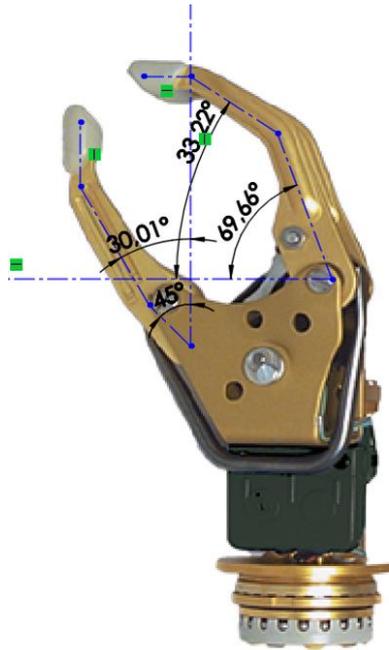


Figura 2.3 Análisis empírico de ángulos interfalángicos. Fuente: Elaboración propia.

La longitud de las falanges se estableció proporcionalmente para cumplir con la longitud de los dedos correspondientes determinada empíricamente: 85 mm para el índice y 60 mm para el pulgar. Para simplificar el diseño se estableció que los dedos índice y medio sean de la misma longitud; y se modelaron únicamente las falanges medial y distal del pulgar dado que son las que sobresalen de la palma y participan en el agarre. En la Tabla 2.5 se presentan las dimensiones establecidas.

Tabla 2.5 Longitudes de falanges. Fuente: Elaboración propia.

Dedo	Longitud Falange Proximal [mm]	Longitud Falange Medial [mm]	Longitud Falange Distal [mm]
Índice/Medio	40	25	20
Pulgar	-	35	25

2.4.3 Síntesis del mecanismo de flexión-extensión

El mecanismo de flexión-extensión se diseñó mediante el método de síntesis de dos posiciones dado que la abducción y aducción de los dedos se puede clasificar como una salida de acoplador. En base a la salida deseada se conocía que se obtendría un triple balancín de cuatro barras que podría impulsarse por el motor mediante la adición de dos eslabones intermedios entre el acople del motor y los dedos, obteniendo como resultado

final una cadena de seis barras de Watt en la que la subcadena de cuatro barras describe el movimiento deseado [26].

Para reducir las variables desconocidas en el diseño se definieron longitudes para los eslabones que formarán parte de los dedos a partir de la longitud conocida del acople del metálico del motor seleccionado, como se muestra en la Tabla 2.6.

Tabla 2.6 Dimensiones establecidas para eslabones. Fuente: Elaboración propia.

Eslabón	Nombre	Longitud [mm]
2	Acople	35
4	Índice	20.5
6	Pulgar	16

Nota: Eslabón 1 es la bancada

A partir de estas dimensiones se sintetizaron los eslabones faltantes de forma gráfica usando el programa de diseño asistido Autodesk Fusion 360. En este se definió la distancia de separación de los eslabones que forman parte de los dedos índice y pulgar en base a las dimensiones de la cubierta diseñada para el motor seleccionado. Finalmente, se ajustaron las longitudes de los eslabones restantes hasta describir el movimiento y apertura máxima deseados obteniendo las longitudes mostradas en la Tabla 2.7.

Tabla 2.7 Dimensiones determinadas mediante síntesis gráfica. Fuente: Elaboración propia.

Eslabón	Nombre	Longitud [mm]
3	Biela 1	25
5	Biela 2	52

En las Figuras 2.4, 2.5 y 2.6 se presentan el mecanismo obtenido y sus límites de posición.



Figura 2.4 Eslabones obtenidos. Fuente: Elaboración propia.

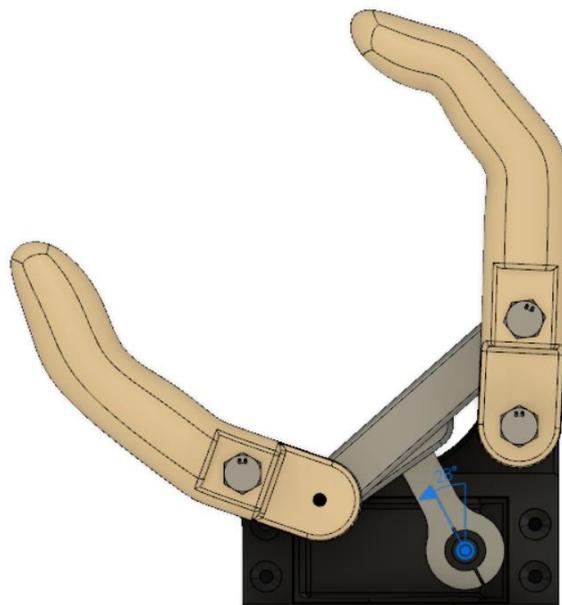


Figura 2.5 Extensión completa del mecanismo. Fuente: Elaboración propia.

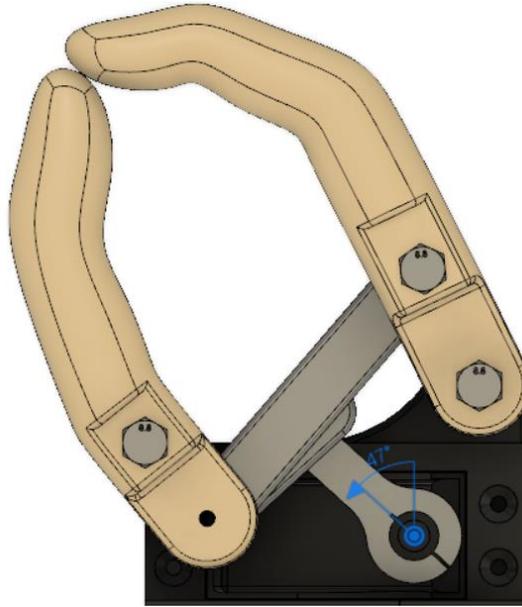


Figura 2.6 Flexión completa del mecanismo. Fuente: Elaboración propia.

2.4.4 Estimación del torque requerido

Para simplificar la estimación del torque requerido se aproximó el mecanismo escogido a una abrazadera simple como se muestra en la Figura 2.7.

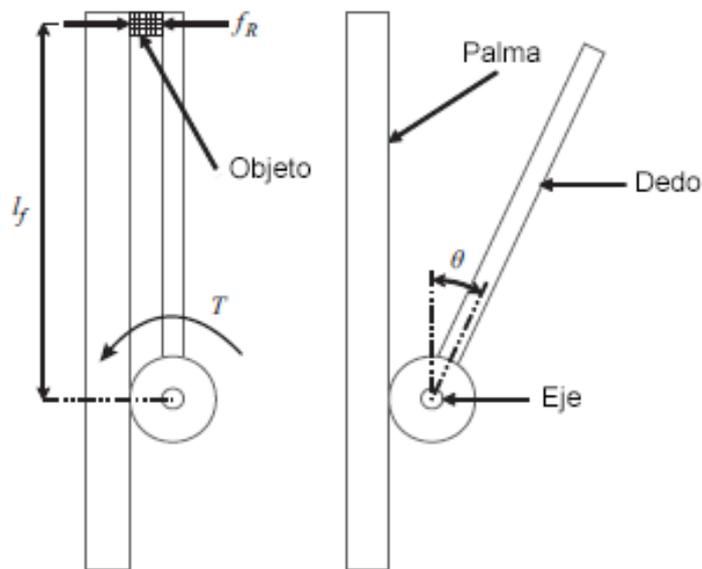


Figura 2.7 Mecanismo de abrazadera simple [27]

En base a esta aproximación la fuerza producida en la punta del dedo o fuerza de reacción sobre el objeto, f_R , está dada por la ecuación (2.1) de la siguiente forma:

$$f_R = \frac{T}{l_f} \quad (2.1)$$

Donde T corresponde al torque del motor y l_f a la longitud del dedo. En base a la carga máxima determinada por el cliente, la cual corresponde al peso de una botella plástica estándar de 500 ml, se determina que la fuerza de reacción requerida es de:

$$f_R = mg \quad (2.2)$$

$$f_R = 0.5(10) = 5 \text{ N}$$

Por lo que el torque requerido se puede despejar de la ecuación(2.3)obteniendo:

$$T = f_R \cdot l_f \quad (2.3)$$

$$T = 5 \cdot 0.085 = 0.425 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Considerando un factor de seguridad de 2.5, se tiene:

$$T = 0.425 \cdot 2.5 = 1.0625 \text{ N} \cdot \text{m} \approx 1.1 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Convirtiendo a la unidad de fuerza comúnmente utilizada en especificaciones técnicas de servomotores:

$$1.1 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \frac{1 \text{ kgf}}{9.8 \text{ N}} \cdot \frac{100 \text{ cm}}{1 \text{ m}} = 11.22 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

2.4.5 Selección de motores

En base al torque obtenido se consideraron los servomotores mostrados en la Tabla 2.8. Tras analizar las características de estos modelos y determinar que se encuentran en rangos similares en cuanto a peso, dimensiones y corriente de parada se eligió el modelo DS3218MG debido a que el torque de parada es el doble del requerido para la carga máxima lo que otorgaría un factor adicional de seguridad para contrarrestar potenciales pérdidas en los eslabones del mecanismo.

Tabla 2.8 Características de servomotores. Fuente: Elaboración propia.

Modelo	MG995R	DS3218MG	DS3225MG
Imagen			
Marca	TowerPro	DSSERVO	DSSERVO
Torque de parada [kgf·cm]	9.4 – 11	18 - 21	21 - 24.5
Peso [g]	55	60	60
Voltaje de operación [V]	4.8 - 7.2	4.8 - 6.8	5 - 6.8
Dimensiones [mm]	40.7x19.7x42.9	40x20x40.5	40x20x40.5
Corriente de parada [A]	1.2	1.8 – 2.3	1.9 - 2.3

2.4.6 Cubiertas y base de giro

A partir de las dimensiones del servomotor seleccionado se diseñaron tres cubiertas mostradas en la Figura 2.8, capaces de alojarlo y mantener fijo el mecanismo de flexión-extensión al que se acoplaría.

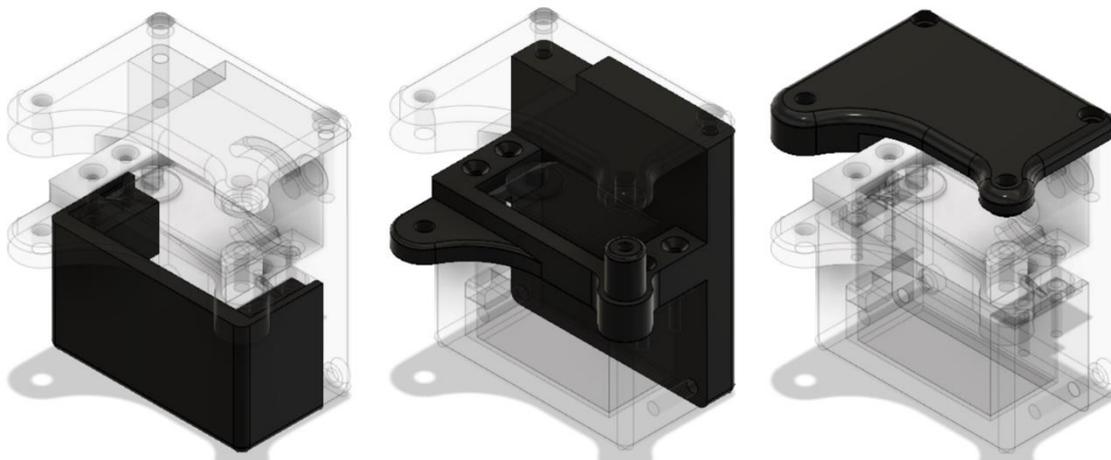


Figura 2.8 De izquierda a derecha: Cubierta delantera, cubierta trasera, cubierta superior.

Fuente: Elaboración propia.

Finalmente, para permitir el giro de la prótesis se diseñó un eje simple conectado a la cubierta trasera como se puede apreciar en la Figura 2.9. Este se fija a la base de giro mostrada en la Figura 2.10 mediante rieles guía y un rodamiento colocado entre la parte superior de la misma y el motor.



Figura 2.9 Cubierta trasera: Vista posterior. Fuente: Elaboración propia.

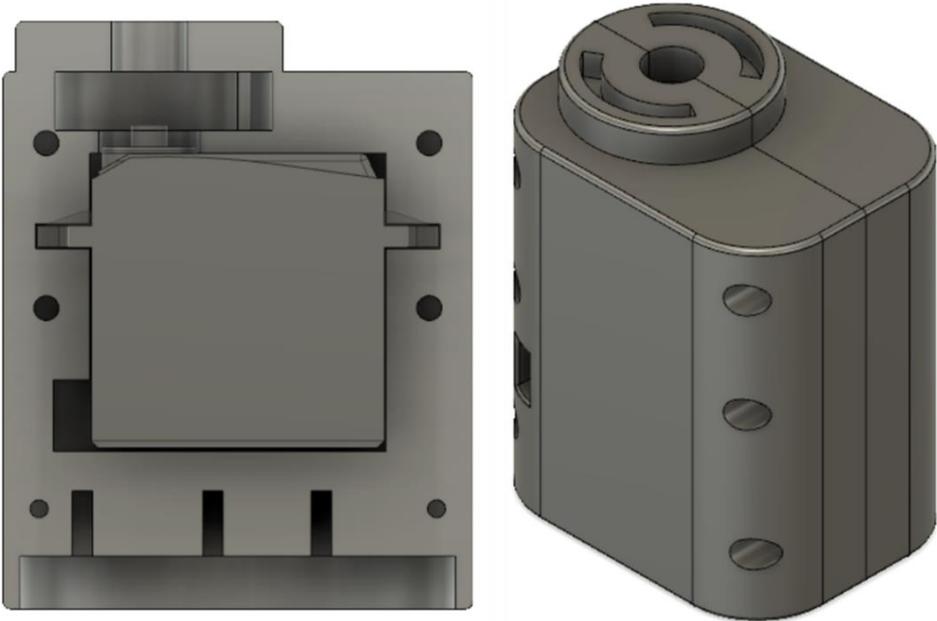


Figura 2.10 Base de giro. Fuente: Elaboración propia.

2.5 Parámetros de diseño electrónico

2.5.1 Cálculo de frecuencia de muestreo

El **teorema de Nyquist** establece que para poder reconstruir una señal completamente, la frecuencia de muestreo debe de cumplir con la ecuación (2.4).

$$f_s \geq 2f_{max} \quad (2.4)$$

En el caso de las señales de electromiografía de superficie, la energía dominante se encuentra entre 50 y 150 Hz [18], considerando el teorema de Nyquist.

$$f_s \geq 300 [Hz]$$

Sin embargo, se plantea también que los armónicos más altos se encuentran entre 400 y 450 Hz [28]. Adicionalmente, en ciertas investigaciones se han analizado varias frecuencias de muestreo y se ha concluido que aquellas más altas mejoran la etapa de clasificación de las diferentes intenciones del sujeto [18]. Por esta razón y porque cumple con el teorema del muestreo se escogió una frecuencia de 1 kHz.

2.5.2 Selección de arquitectura de comunicación

Para la etapa de registro de datos, fue importante brindarle libertad de movimiento al sujeto de prueba. Por lo tanto, la tarjeta de desarrollo escogida y el computador debían de comunicarse usando una arquitectura de comunicación inalámbrica. Se analizaron varias opciones, con la premisa que las notificaciones enviadas y recibidas debían de seguir la estructura que se muestra en la Figura 2.11.

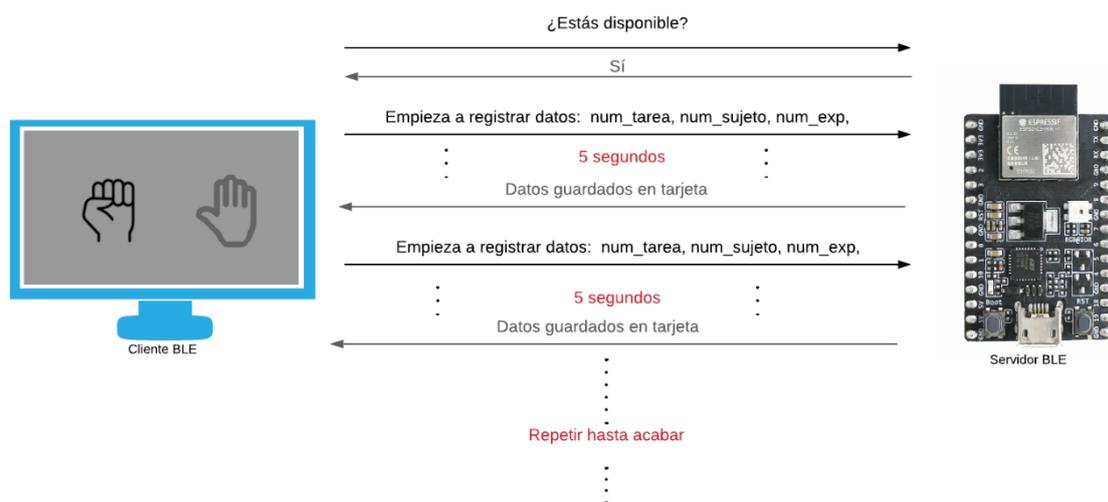


Figura 2.11 Esquema de comunicación entre cliente y servidor BLE. Fuente: Elaboración propia.

Tabla 2.9 Matriz de decisión para la arquitectura de comunicación. Fuente: Elaboración propia.

Criterios Solución	Rango de comunicación	Versatilidad	Consumo energético	Velocidad de transmisión	
BLE	0.03	0.20	0.13	0.08	0.44
WiFi Direct	0.05	0.10	0.04	0.13	0.32
NFC	0.02	0.10	0.08	0.04	0.24

Se seleccionó *Bluetooth Low Energy* como la arquitectura óptima a usar, debido a sus características.

Tabla 2.10 Características técnicas de Bluetooth Low Energy. Fuente: Elaboración propia.

Rango de comunicación	100 m
Modo de operación	Comunicación servidor-cliente
Consumo energético (en operación)	10 – 30 mA
Consumo energético (en suspensión)	2 – 10 μ A

2.5.3 Selección de tarjeta de desarrollo

La tarjeta de desarrollo debía contar con BLE, comunicación I2C, SPI y puertos GPIO para los motores y sensores de entrada. Se dispuso de una tarjeta de desarrollo ESP32

C3 DevKit-M1, ya que contaba con las características necesarias y se encontraba disponible en el mercado, el costo a su vez es aceptable.

Tabla 2.11 Características generales del ESP32 C3 DevKit-M1. Fuente: Elaboración propia.

Bluetooth LE	Sí
I2C	Sí
SPI	Sí
GPIO	22
ADC	6 pines
Precio	\$15

2.5.4 Selección de sensores

En el mercado actual no existe una gran variedad de sensores electromiográficos compatibles con las tarjetas ESP32. Por esta razón se tomó en cuenta el más usado en proyectos de investigación [29] [30] [31] y el que tuvo mayor disponibilidad en el mercado. Se escogió el sensor MyoWare, una de las ventajas que presenta es su característica *wearable*, la cual nos permitió registrar datos con mayor libertad de movimiento.

Tabla 2.12 Características técnicas del sensor MyoWare. Fuente: Elaboración propia.

Voltaje de alimentación	2.9 – 5.7 V
Corriente de alimentación	9 mA
Características varias	Señal sin procesar
	Señal filtrada
	Ganancia ajustable

Dado que, se propuso analizar diferentes movimientos musculares, se ultimó usar tres sensores MyoWare, en distintas áreas del antebrazo. En investigaciones previas se ha concluido que el uso de sensores inerciales proporciona información adicional que puede aumentar la precisión de la clasificación [32]. Se seleccionó el sensor MPU6050, el cual permite registrar datos de aceleración lineal y la velocidad angular. A pesar de ser un solo sensor, las variables obtenidas fueron seis por cada lectura. Finalmente se obtuvieron nueve variables distintas en cada lectura como lo muestra la Tabla 2.13.

Tabla 2.13 Estructura de lecturas de sensores. Fuente: Elaboración propia.

MW 1	MW 2	MW 3	Ac [x]	Ac [y]	Ac [z]	Gi [x]	Gi [y]	Gi [z]
------	------	------	--------	--------	--------	--------	--------	--------

2.5.5 Selección de baterías

Con el propósito de que el dispositivo sea portable, se seleccionaron baterías para alimentar tanto a los sensores como a los actuadores de la mano. Para esto se realizó un análisis teórico del consumo de cada componente, como lo muestra la Tabla 2.14.

Tabla 2.14 Consumo de corriente de los componentes. Fuente: Elaboración propia.

Componentes	Voltaje [V]	Corriente [mA]
MPU6050	5	3.5
MyoWare (3 unidades)	3.3	11
Adaptador micro SD	5	150
Servomotor DS3128MG	5	120
	Consumo total:	284.5

Considerando los requisitos de voltaje y corriente se decidió separar la alimentación del sistema en tres fuentes distribuidas como se muestra en la Tabla 2.15.

Tabla 2.15 Fuentes de alimentación. Fuente: Elaboración propia.

Fuente	Componentes que alimenta	Capacidad	Tipo
Batería 5V	Motores	1000 mAh	Recargable NiMh
Batería 5V	Sensores	500 mAh	Recargable NiMh
Batería 5V	ESP32-C3	500 mAh	Recargable NiMh

2.6 Diseño experimental

Inicialmente se definió la cantidad de tareas a realizar, las cuales fueron asociadas a los movimientos de la mano.

Tabla 2.16 Relación entre los movimientos musculares y los de la mano robótica. Fuente: Elaboración propia.

Movimientos musculares (simulados)	Movimientos de la mano robótica
---	--

Flexión de la muñeca	Cerrada
Extensión de la muñeca	Abierta

Se definió que cada tarea tendría una duración de 5 segundos, ya que se realizaron pruebas y se estimó que el tiempo máximo promedio que le toma a una persona finalizar cada movimiento fue de 2 segundos. Sin embargo, con el objetivo de analizar distintas ventanas temporales, para escoger la mejor, se decidió establecer una ventana extra de 3 segundos. Por otro lado, se añadió una tarea de descanso de 10 segundos, para permitirle al sujeto de prueba reposar el brazo y así evitar cualquier riesgo de fatiga muscular. Cabe recalcar que las ventanas de tiempo para la adquisición de datos y para el sistema en tiempo real, fueron diferentes.

Las tareas se mostraron de manera aleatoria, presentando 10 repeticiones para cada movimiento como lo muestra la Figura 2.12.

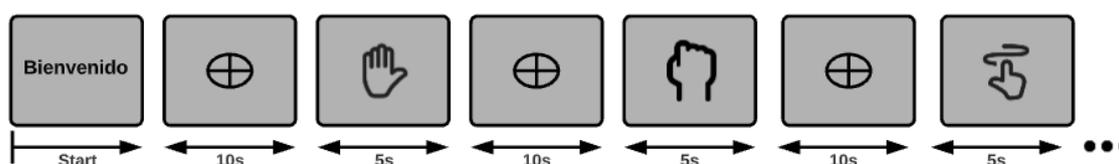


Figura 2.12 Esquema del experimento. Fuente: Elaboración propia.

La programación fue hecha en un script de Python, y se usaron dos librerías principales.

Tabla 2.17 Librerías utilizadas. Fuente: Elaboración propia.

Librería	Función
Bleak	Establecer conexión Bluetooth LE con la ESP32 (servidor)
OpenCV	Mostrar imágenes de los distintos movimientos musculares

Mediante este script se inicia el experimento, estableciendo la conexión BLE con el servidor, si este se encuentra disponible se empiezan a mostrar las imágenes de cada tarea. Cuando aparece la imagen en el monitor, inmediatamente se le notifica al servidor que tiene que empezar a registrar lecturas de los sensores. Al final de cada tarea se guardan los datos en una tarjeta microSD y se notifica al cliente que los datos fueron guardados. Estos pasos se repitieron hasta haber mostrado 10 repeticiones de cada tarea.

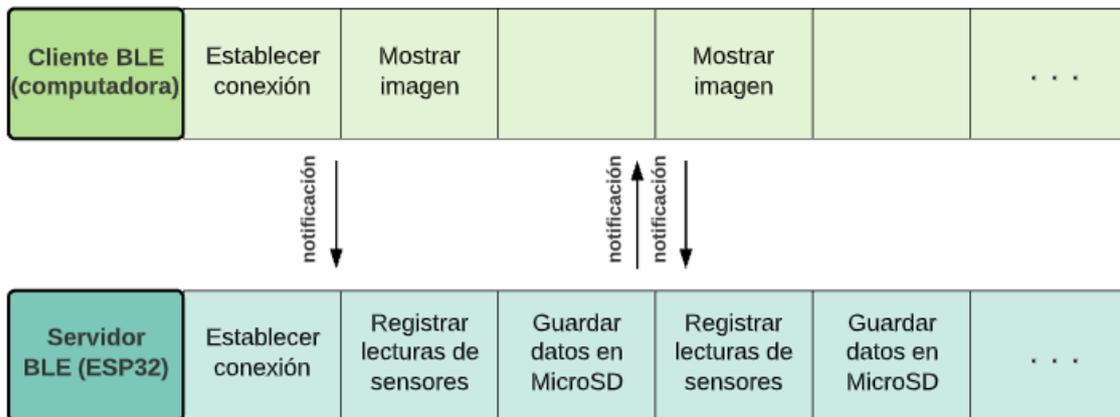


Figura 2.13 Esquema de interacción entre cliente y servidor BLE. Fuente: Elaboración propia.

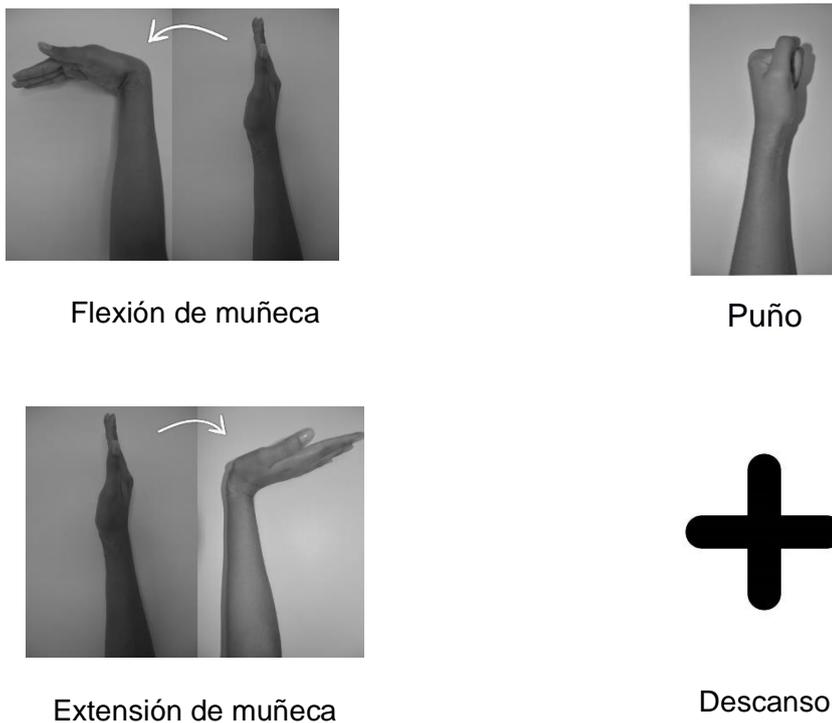


Figura 2.14 Tareas musculares del experimento. Fuente: Elaboración propia.

2.6.1 Registro de datos

Para el registro de datos se pidió al sujeto de prueba que tomara asiento en una silla que contaba con respaldar y apoyo para el brazo. Los sensores EMG fueron colocados en los músculos: braquiorradial, flexor cubital del carpo y extensor común de los dedos, como se muestra en la Figura 2.15 y Figura 2.16. Mientras que la tarjeta de desarrollo y el

sensor inercial fueron soldados a una placa PCB y atados al brazo mediante una cinta de velcro.

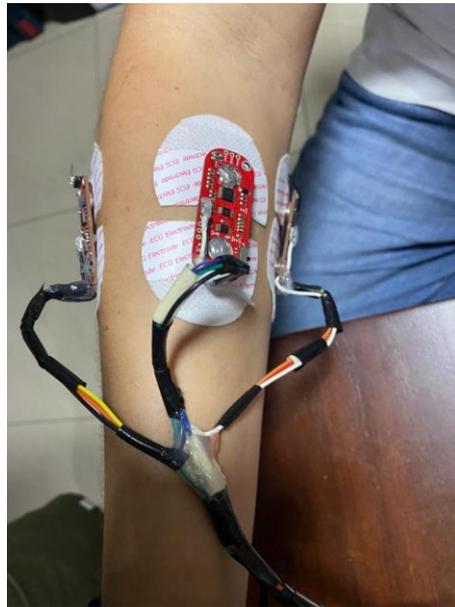


Figura 2.15 Posición de sensores. Fuente: Elaboración propia.

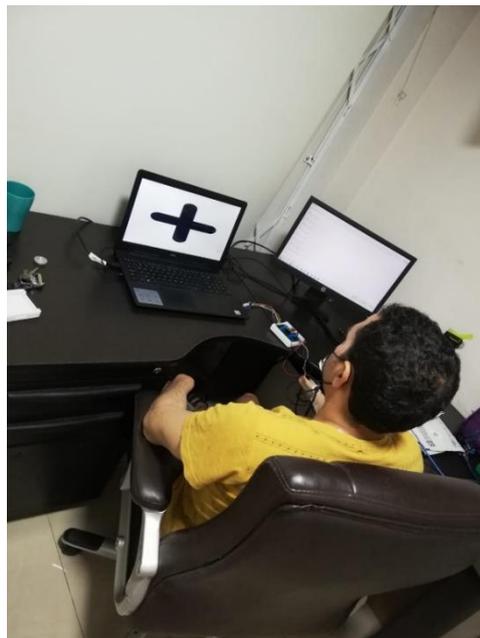


Figura 2.16 Registro de datos. Fuente: Elaboración propia.

En total la duración de cada registro fue de 7 minutos y 30 segundos. Al final de cada sesión se tenían 60 archivos csv organizados en carpetas. Se realizaron 5 registros en total.

2.7 Procesamiento de datos y entrenamiento del modelo de IA

Previo al entrenamiento del modelo, los datos fueron analizados y limpiados. Con el propósito de minimizar el tiempo de respuesta del sistema en tiempo real, se estableció como objetivo aplicar técnicas que no resultaran en un alto consumo de recursos. Es decir, las técnicas explicadas en esta sección fueron también aplicadas en tiempo real.

2.7.1 Disminuir la frecuencia

Los datos obtenidos presentaron ruido a lo largo de toda la señal. Por consiguiente, se planteó disminuir la frecuencia usando la media cuadrática en ventanas temporales de 50 milisegundos. De esta manera se logró disminuir el ruido y obtener una señal con cambios menos bruscos en la pendiente, como se muestra en la Figura 2.17.

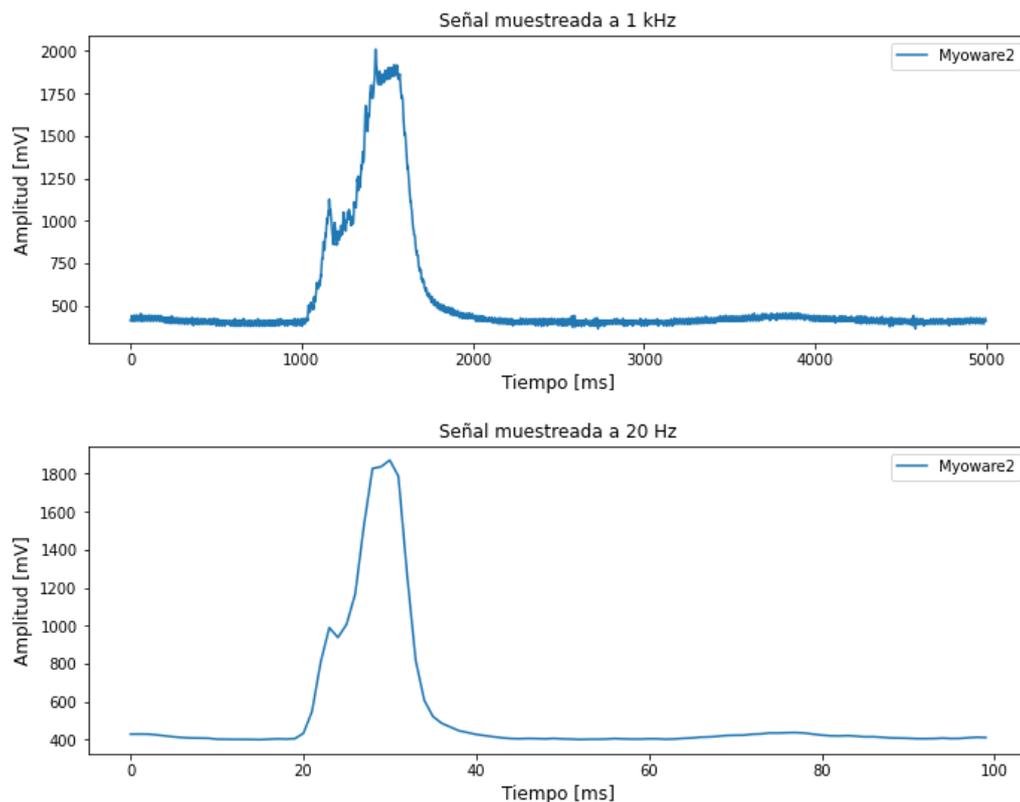


Figura 2.17 Señal a 1 kHz vs señal a 20 Hz. Fuente: Elaboración propia.

2.7.2 Normalización

Para los modelos de IA, la normalización es una etapa necesaria, de esta manera los datos se encontrarán en un mismo rango y el modelo no tenderá a darle más importancia a unos que a otros. Por consiguiente, se aplicó el método dinámico del pico o *peak*

dynamic method, el cual consistía en obtener el valor del pico más alto y el menor valor de cada ventana de tiempo. Finalmente, todos los datos se encontraron en el rango [0,1].

$$X_{norm} = \frac{X - X_{min}}{X_{pico} - X_{min}} \quad (2.5)$$

2.7.3 Extracción de características

En esta etapa se compararon las diferentes características que se podían obtener a partir de la señal [18] [25] [33]. Se decidió obtener la media cuadrática para los sensores EMG y para el MPU6050, en ventanas de 500 ms.

2.7.4 Entrenamiento del modelo

Para el entrenamiento del modelo se usó la biblioteca Tensorflow, la cual cuenta con múltiples herramientas y funciones para realizar tareas de aprendizaje automático. Se empleó una red neuronal de 5 capas como se muestra en la Figura 2.18, con capas de abandono intermedias, con proporción del 20%, para evitar el sobre entrenamiento. Los hiperparámetros y las funciones escogidas se describen en la Tabla 2.18. Se entrenó el modelo con el 60% de los datos, mientras que el porcentaje restante se dividió equitativamente entre datos de testeo y de validación.

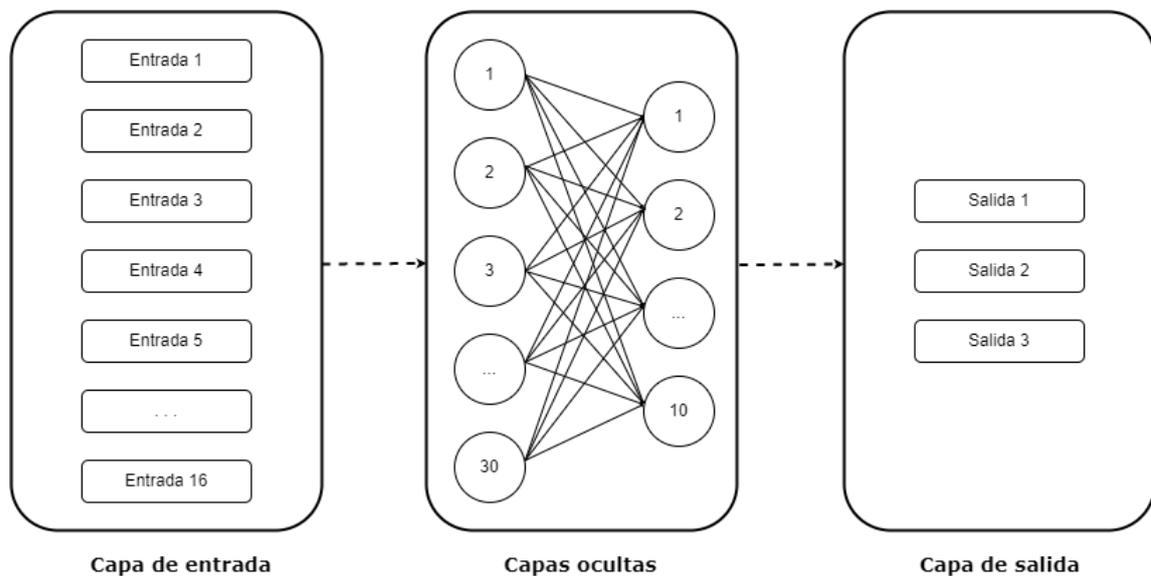


Figura 2.18 Arquitectura del modelo de Tensorflow. Fuente: Elaboración propia.

Tabla 2.18 Hiperparámetros y funciones usadas en el entrenamiento del modelo. Fuente: Elaboración propia.

Función de activación	Softmax
Función de pérdida	Entropía cruzada categórica
Algoritmo de optimización	Adam
Tasa de aprendizaje	0.001
Épocas	300
Batch size	64

Un aspecto importante que se analizó fue la duración de las ventanas de tiempo, estas equivalían al tiempo de respuesta de la mano. Para encontrar el tiempo óptimo, se entrenó el mismo modelo con diferentes ventanas de tiempo y se registraron los valores de precisión.

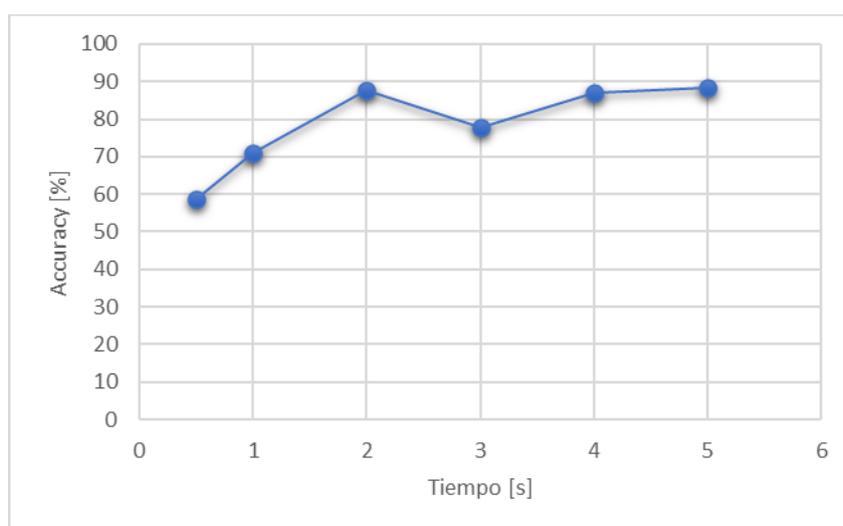


Figura 2.19 Precisión del modelo en diferentes ventanas de tiempo.

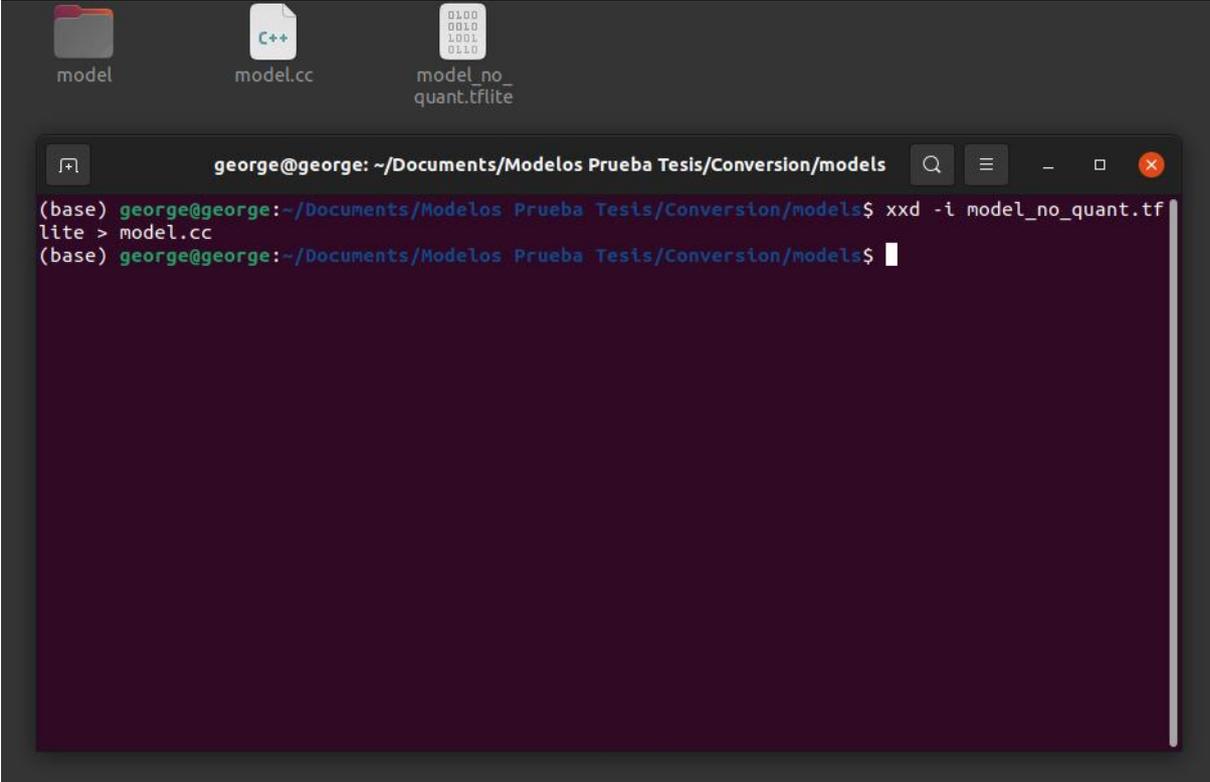
Fuente: Elaboración propia.

Luego de analizar la Figura 2.19, se decidió usar ventanas de tiempo de 2 segundos, ya que respetaba el límite de tiempo de respuesta que el cliente solicitó y la precisión era aceptable.

2.7.5 Clasificación en tiempo real

Para la ejecución del modelo en tiempo real se convirtió el algoritmo entrenado en un archivo fuente de C++, usando el conversor de la biblioteca Tensorflow Lite (Figura 2.20). Finalmente, el modelo entrenado, se redujo a una matriz de 4756 bytes de longitud. Esta

fue cargada a la tarjeta de desarrollo, la cual a su vez realizó el registro y el procesamiento de las señales EMG, tal como en la etapa de entrenamiento. Una vez calculadas las características representativas de la señal, estas fueron la entrada del modelo, mientras la salida era validada para activar la mano.



```
model
model.cc
model_no_quant.tflite

george@george: ~/Documents/Modelos Prueba Tesis/Conversion/models
(base) george@george:~/Documents/Modelos Prueba Tesis/Conversion/models$ xxd -i model_no_quant.tflite > model.cc
(base) george@george:~/Documents/Modelos Prueba Tesis/Conversion/models$
```

Figura 2.20 Generación del modelo como archivo fuente de C. Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

3.1 Diseño mecánico

La Figura 3.1 muestra el prototipo diseñado en Autodesk Fusion 360, este consiste en el mecanismo de flexión-extensión formado por el grupo de eslabones conectados a un servomotor y una base de giro que aloja otro servomotor para la rotación. La base de giro además funciona como soporte para el conjunto previamente mencionado. Los planos con las dimensiones de diseño se pueden consultar en el Apéndice C.

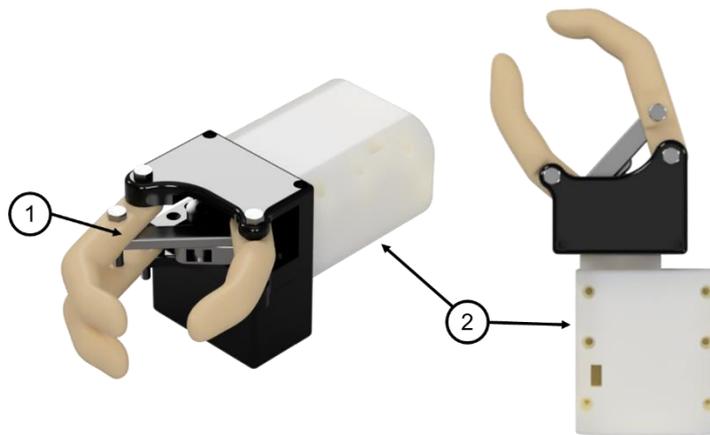


Figura 3.1 Renders de la prótesis robótica: (1) Mecanismo de flexión-extensión (2) Base de giro. Fuente: Elaboración propia.

3.1.1 Análisis Dinámico

Previo a la impresión en 3D del prototipo se realizó un análisis dinámico para observar el comportamiento del torque cuando la prótesis se somete a la carga máxima durante el proceso de retracción. Para esto se aisló el mecanismo de flexión-extensión, dado que esta parte de la prótesis es la que interactúa de forma directa sobre la carga, y se importó el sub-ensamble a Autodesk Inventor 2022 preparando las articulaciones y fuerzas para la simulación dinámica como se puede observar en la Figura 3.2.

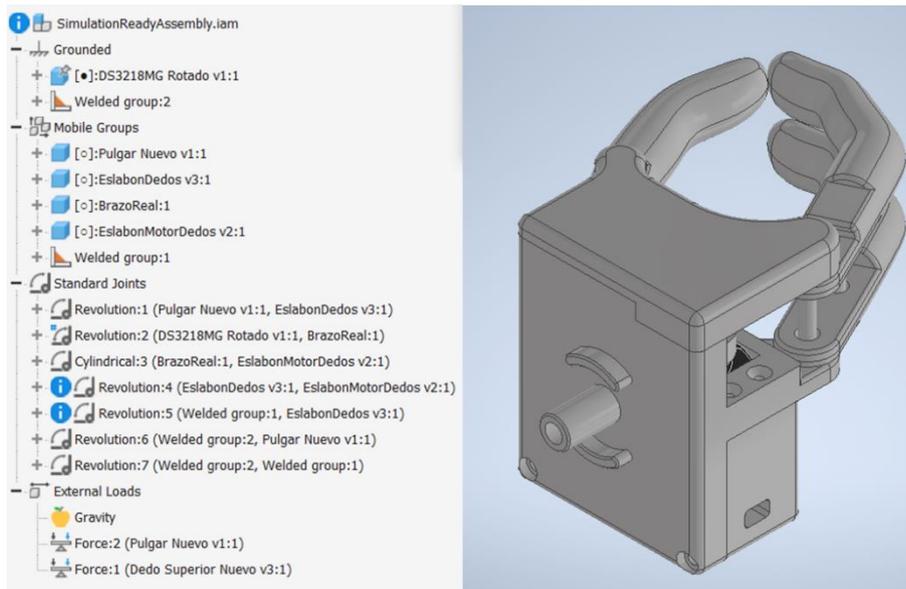


Figura 3.2 Mecanismo de flexión-extensión en el ambiente de simulación dinámica de Autodesk Inventor 2022. Fuente: Elaboración propia.

Las fuerzas 1 y 2 observadas en la Figura 3.2 se ubicaron en la punta de los dedos tal como se muestra en la Figura 3.3. Las articulaciones de interés para el análisis fueron la del acople conectado al eje del motor y la del eslabón conectada al acople directamente, definido como Biela #1 en el capítulo 2, dado que con estas se podría comprobar si el torque requerido superaría el establecido durante la etapa de diseño.

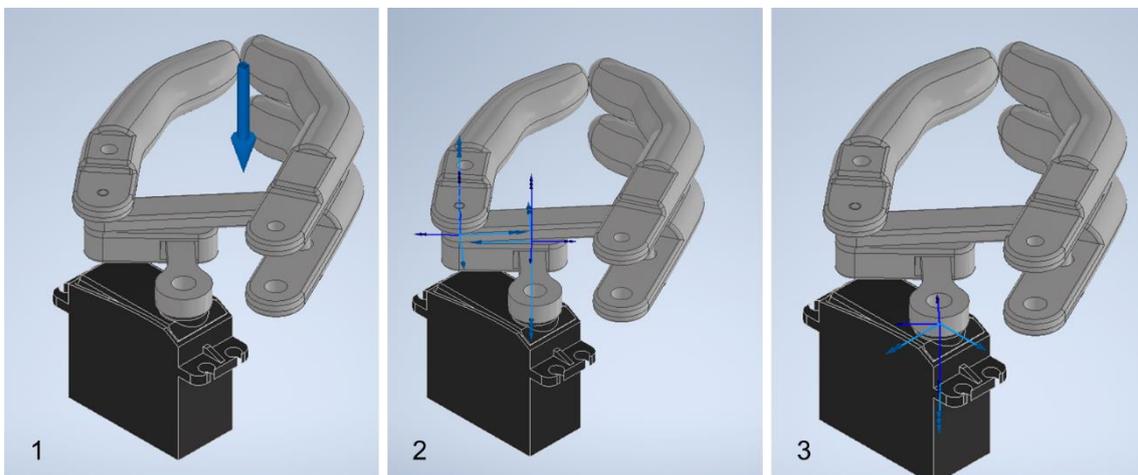


Figura 3.3 Puntos de interés: (1) Ubicación de las cargas (2) Articulaciones del eslabón conectado al acople del motor (3) Articulación del acople del motor. Fuente: Elaboración propia.

Como paso final previo a la simulación se definió la curva de desplazamiento para el movimiento que se impondría a la articulación del acople del motor. Se definieron los límites de acuerdo con las posiciones angulares para la apertura y cierre máximos, mientras que la pendiente se aproximó a las especificaciones de velocidad presentadas en la hoja de datos del motor (Apéndice A) como se muestra en la Figura 3.4.

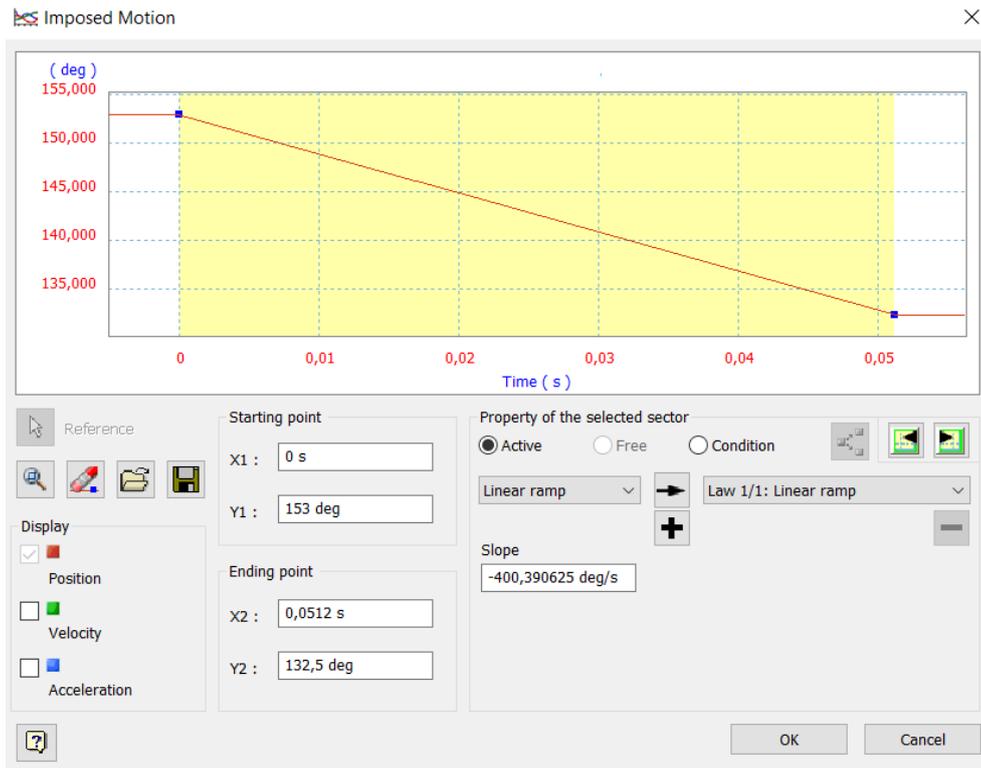


Figura 3.4 Curva de desplazamiento para el movimiento impuesto. Fuente: Elaboración propia.

Los resultados de la simulación se presentan en la Figura 3.5 para la biela # 1 y en la Figura 3.6 para el acople. Como se puede observar en ninguna articulación se presentan momentos de arranque considerablemente superiores al momento requerido obtenido en la sección 2.4.4, por lo que se asume que el servomotor podrá superar las condiciones iniciales y mover el mecanismo. En consecuencia, para el cálculo del factor de seguridad se consideró el momento de arranque dado que representa el máximo momento requerido para mantener en equilibrio el acople. Este se presenta en la Tabla 3.1 junto al factor de seguridad obtenido en base al torque del motor (20 kgf·cm ó 1.961 N·m).

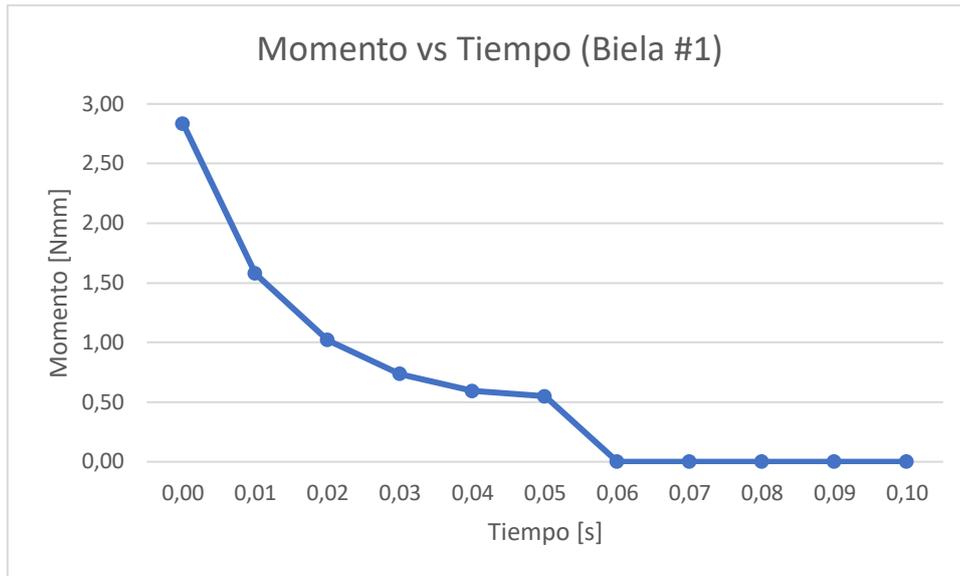


Figura 3.5 Curva de momento en la Biela # 1. Fuente: Elaboración propia.

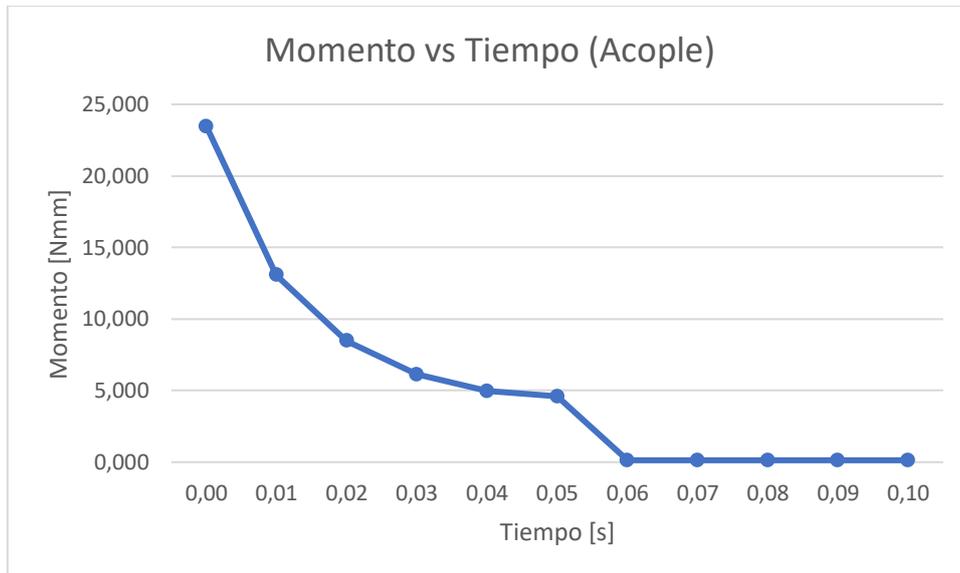


Figura 3.6 Curva de momento en el Acople. Fuente: Elaboración propia.

Tabla 3.1 Resultados de la simulación dinámica. Fuente: Elaboración propia.

Momento [Nm]	Parte	Factor de seguridad
0,02347	Acople	83.55

3.1.2 FEA

Finalizado el análisis dinámico se exportaron las reacciones resultantes sobre las articulaciones de la Biela #1 al inicio del movimiento como se observa en la Figura 3.7 y se grafican en la Figura 3.8, dado que en este punto alcanzaban su valor máximo y permitirían establecer el factor de seguridad del eslabón para el peor escenario de operación.

Time (s)	Force (Cylindrical:3) (N)	Force (Revolution:4) (N)
0,00000	0,97123	0,97073

Figura 3.7 Reacciones sobre las articulaciones de la Biela #1 en el instante inicial.

Fuente: Elaboración propia.

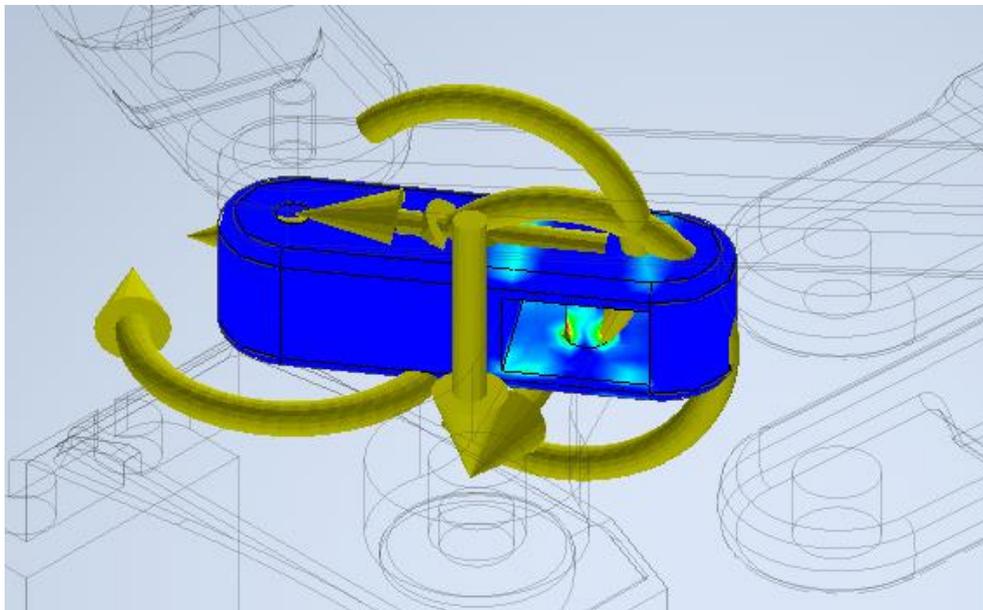


Figura 3.8 Reacciones sobre las articulaciones de la Biela #1 en el ambiente de análisis de esfuerzos. Fuente: Elaboración propia.

Finalizada la simulación se observaron desplazamientos debido a la carga en el orden de 10^{-4} milímetros, ver Figura 3.9, y un factor de seguridad de 15 a lo largo de todo el cuerpo del eslabón, ver Figura 3.10, por lo que no se esperan deformaciones o fallas por fatiga debido a la carga máxima durante la operación. Sin embargo, en el caso de que la mano se someta a una carga por encima de la esperada y más allá de lo permitido por

el factor de seguridad se esperaría que las fallas ocurran en la parte derecha inferior del eslabón.

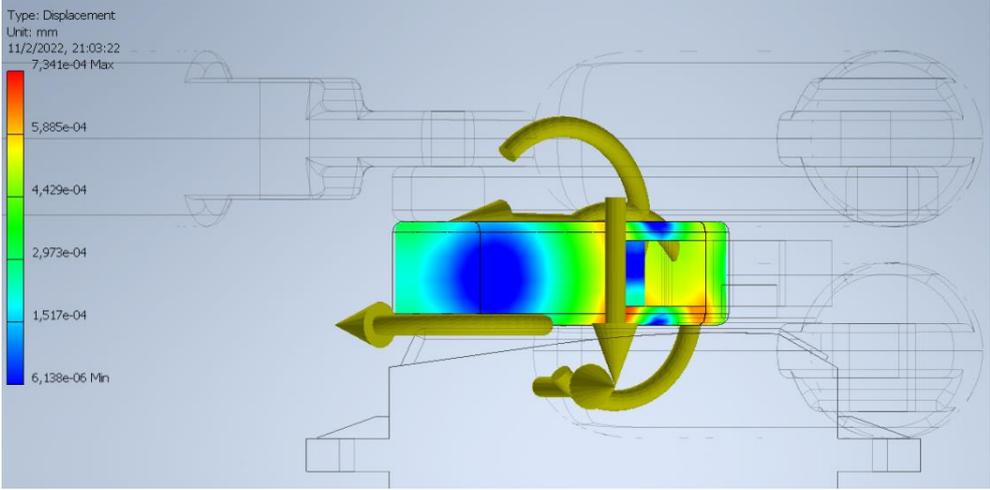


Figura 3.9 Análisis de desplazamiento en el eslabón. Fuente: Elaboración propia.

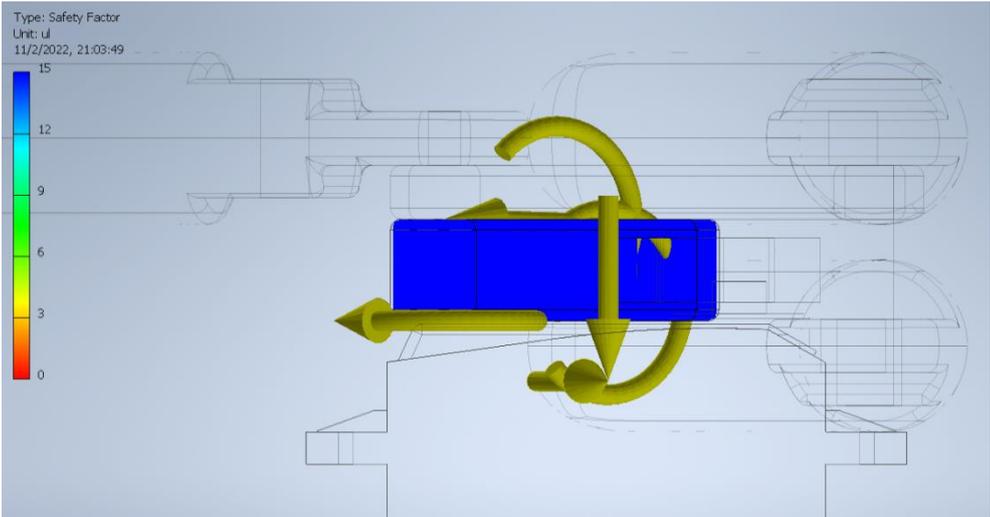


Figura 3.10 Factor de seguridad. Fuente: Elaboración propia.

3.1.3 Pruebas de carga

La prótesis se sometió a diferentes pruebas de carga, ver Figura 3.11, para observar el funcionamiento del mecanismo y comprobar que fuera capaz de sostener la carga máxima establecida de 500 g, así como sostener objetos delicados y pequeños.

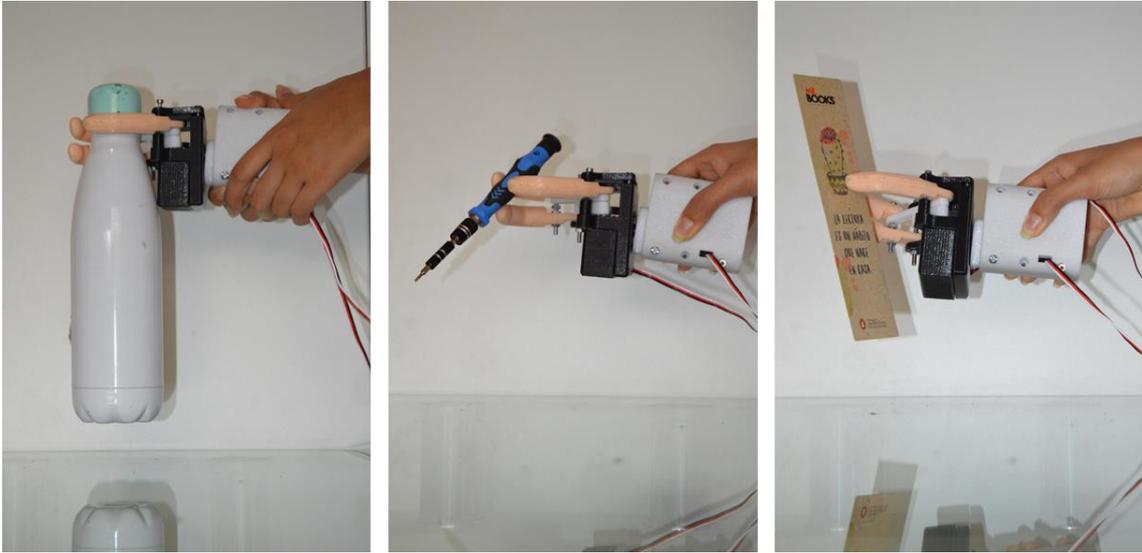


Figura 3.11 Pruebas de carga. Fuente: Elaboración propia.

3.1.4 Peso del prototipo

Para verificar que no se sobrepasaba el peso máximo, se colocó el prototipo impreso sobre una balanza digital como se muestra en la Figura 3.12 obteniendo un peso total de 429 gramos.



Figura 3.12 Peso del prototipo. Fuente: Elaboración propia.

3.2 Diseño electrónico

En esta sección se muestran los diseños generados para la implementación del circuito electrónico.

3.2.1 Diseño del circuito

En la Figura 3.13 se muestra el diagrama esquemático del circuito.

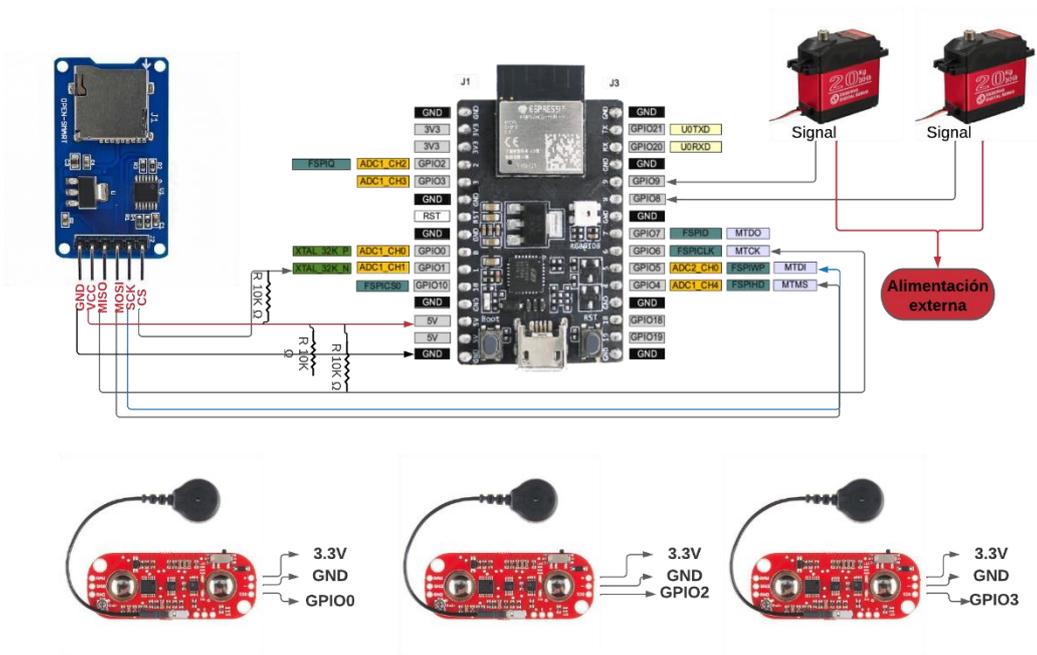


Figura 3.13 Diagrama esquemático electrónico. Fuente: Elaboración propia.

La tarjeta de desarrollo se colocó en una placa de circuito impreso (PCB) (Figura 3.14). De esta manera se logró organizar de mejor manera las conexiones de todos los elementos del circuito.

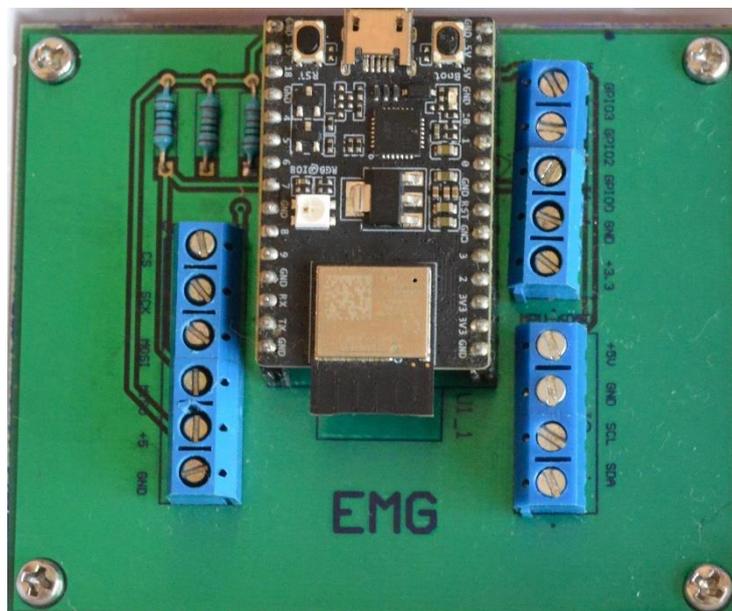


Figura 3.14 Placa PCB. Fuente: Elaboración propia.

Con el fin de proteger el circuito de cualquier daño y de permitir que el cliente pueda movilizarlo llevándolo atado a su brazo, se diseñó un case (Figura 3.15).

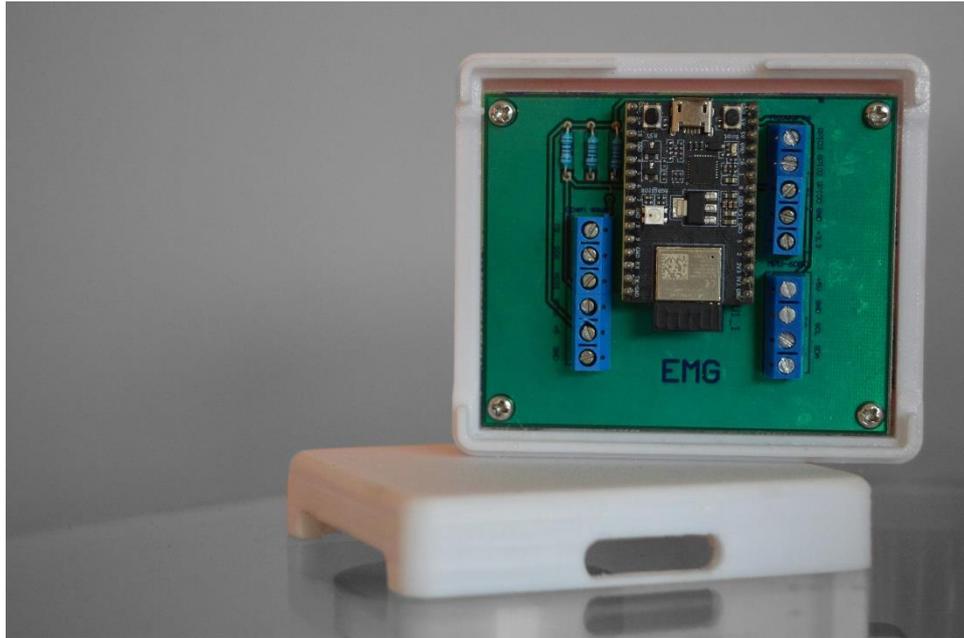


Figura 3.15 Case impreso en 3D. Fuente: Elaboración propia.

3.2.2 Programación de la tarjeta de desarrollo

Con respecto al análisis de memoria de la tarjeta de desarrollo ESP32 C3, el firmware desarrollado ocupó un 49% de almacenamiento del programa (650 Kb). Mientras que el modelo de Tensorflow Lite ocupó 4.75 Kb.

3.3 Modelo de Inteligencia Artificial

Para la evaluación del modelo de Inteligencia Artificial se usó la técnica de *10-fold cross-validation* y se obtuvieron los resultados mostrados en la Tabla 3.2. El modelo logró clasificar aproximadamente el 78.67% de las clases de manera correcta. Al momento de desplegar el modelo en el microcontrolador se previó no contar con muchos casos negativos que fueran clasificados como positivos, ya que en este caso la mano realizaría movimientos sin el consentimiento del cliente. En este caso el modelo tuvo un desempeño alto, dado que alrededor del 80.21% de las predicciones positivas fueron correctas, es decir la mayoría de los movimientos realizados fueron voluntarios. Mientras que, aproximadamente el 75.67% de las acciones fueron detectadas correctamente.

Tabla 3.2 Métricas de evaluación del modelo. Fuente: Elaboración propia.

Exactitud	78.67 %
Precisión	80.21 %
Recall	75.67 %

Pérdida	0.55
Tiempo de entrenamiento	13.68 [segundos]
Tiempo de clasificación	0.09 [segundos]

La matriz de confusión arrojó los resultados presentados en la Figura 3.16. Como se mostró en la Tabla 3.2, los resultados fueron sobresalientes, cada clase se clasificó de manera exitosa. Sin embargo, en la implementación del sistema en tiempo real, el análisis de los resultados se realizó de manera diferente. Puesto que, solo las predicciones con exactitud mayor al 70% se aceptaron como positivas, las demás no se tomaron en cuenta para el movimiento de la mano. Con el fin de ilustrar este análisis se realiza una segunda matriz de confusión, mostrada en la Figura 3.17. En este caso, se puede apreciar que tan solo 2 predicciones mayores al 70% fueron incorrectas. Sin embargo, existieron predicciones positivas correctas que no se consideraron debido a que la exactitud no fue mayor al límite establecido.

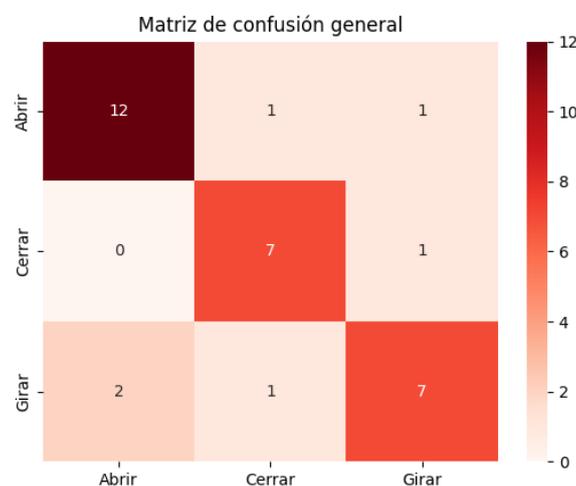


Figura 3.16 Matriz de confusión I. Fuente: Elaboración propia.

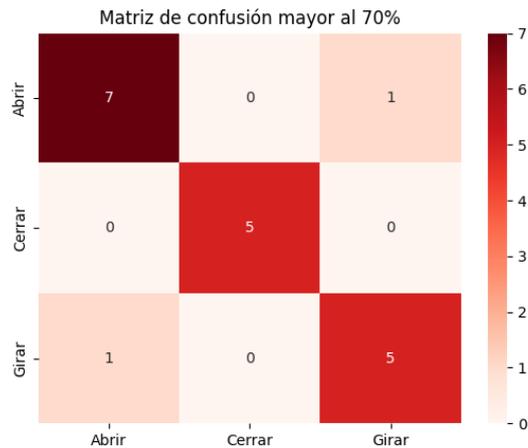


Figura 3.17 Matriz de confusión II. Fuente: Elaboración propia.

La exactitud y pérdida durante las 300 épocas se muestran en la Figura 3.18 y Figura 3.19, respectivamente. Las funciones de optimización y de pérdida, junto con los hiper parámetros escogidos presentaron un buen comportamiento. La exactitud del modelo durante las épocas de entrenamiento y de testeo crecieron progresivamente, ambos valores se mantuvieron relativamente cerca durante el entrenamiento. Por lo tanto, se descartó la existencia de sobre-entrenamiento o sub-entrenamiento en el modelo. A su vez esto se reflejó en la gráfica de pérdida, puesto que la curva de aprendizaje para los datos de testeo presentó un decrecimiento continuo, al igual que para los datos de entrenamiento.

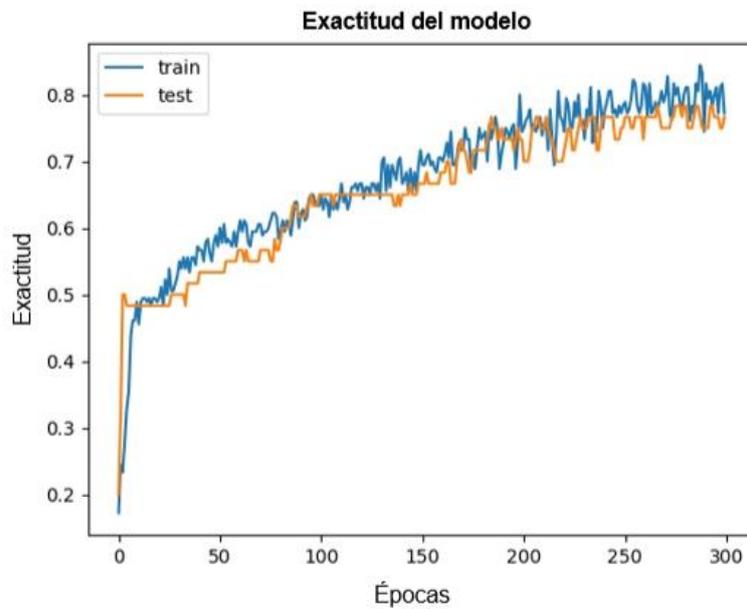


Figura 3.18 Gráfica de la exactitud del modelo. Fuente: Elaboración propia.

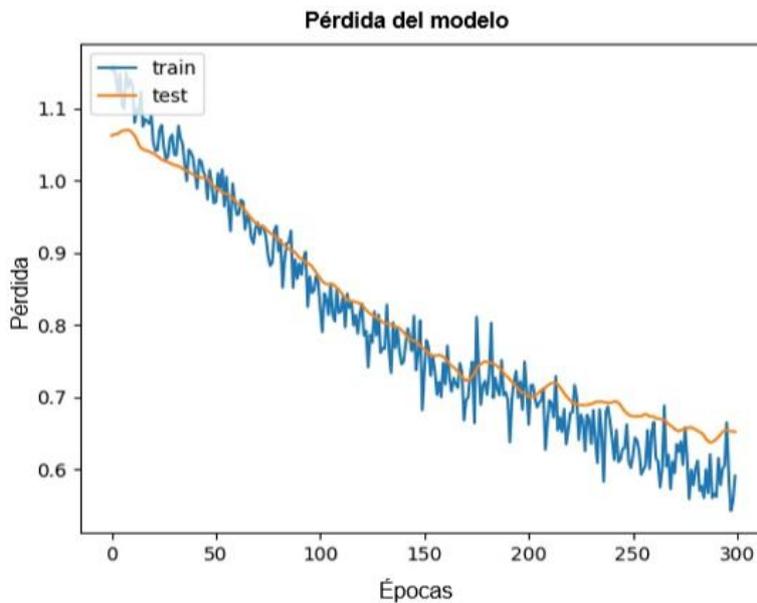


Figura 3.19 Gráfica de la pérdida del modelo. Fuente: Elaboración propia.

3.4 Análisis de costos

Para el análisis de costos se consideraron los precios mostrados en la Tabla 3.3. Correspondientes a los gastos incurridos para el sistema mecánico y electrónico. En cuanto al coste de diseño y mano de obra, estos no fueron considerados, dado que uno de los objetivos del proyecto es ser *open-source*.

Tabla 3.3 Análisis de costos. Fuente: Elaboración propia.

Sistema	Descripción	Cant	Precio Unitario (USD)	Precio Total (USD)
Mecánico	Servomotor Digital DS3218 20kg	2	\$15,66	\$31,32
	Perno Allen cabeza avellanada 3x20	8	\$0,05	\$0,41
	Perno Allen cabeza cilíndrica 3x25	1	\$0,09	\$0,09
	Perno Allen cabeza cilíndrica 4x50	1	\$0,26	\$0,26
	Perno Allen cabeza cilíndrica 4x25	1	\$0,10	\$0,10
	Tornillo estrella 4x20	8	\$0,05	\$0,40
	Tornillo estrella 4x40	1	\$0,10	\$0,10
	Tuercas	10	\$0,03	\$0,25
	Rodamiento rígido de bolas 10X26X8mm	1	\$1,00	\$1,00
	Impresión 3D y material	1	\$40,00	\$40,00
Electrónico	ESP32 C3 DevKit-M1	1	\$15,00	\$15,00
	Cables	50	\$0,05	\$2,50
	Adaptador Micro SD Arduino	1	\$3,50	\$3,50
	Micro SD SanDisk - 64GB	1	\$20,00	\$20,00
	Sensores MyoWare	3	\$85,00	\$255,00
	Placa PCB	1	\$95,00	\$95,00
	Borneras	3	\$0,25	\$0,75
	Resistencias de 10 kohm	3	\$0,05	\$0,15
	Paquete de electrodos SKINTACT F-301	1	\$16,20	\$16,20
TOTAL				\$482,02

Se compararon las prótesis mencionadas en base a su funcionalidad, precisión y precio, ver Tabla 3.4 y Figura 3.20. El bajo costo de producción posiciona al prototipo propuesto en ventaja frente a fabricantes líderes del mercado de prótesis funcionales como Ottobock. Mientras que la funcionalidad y precisión lo diferencia de fabricantes nacionales como Ecuaprótesis3D.

Tabla 3.4 Comparación de precios. Fuente: Elaboración propia.

Marca	Tipo de prótesis	Precio
Diseno propuesto	Activa	\$482.02
Ottobock	Activa	\$20000
EcuPrótesis	Pasiva	\$400

	Funcional	Precisa	Bajo Costo
	✓	✓	✓
ottobock.	✓	✓	✗
	✗	✗	✓

Figura 3.20 Comparación de características. Fuente: Elaboración propia.

CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- El principal enfoque del prototipo de prótesis activa fueron la funcionalidad y precisión, objetivos que se alcanzaron con la cadena de 6 barras y la base de giro diseñados. Estos sistemas le permitieron al gripper proporcionar un agarre seguro, capaz de soportar la carga objetivo de 500 gramos y agarrar objetos pequeños que requerían mayor precisión como hojas de papel, monedas, plumas o destornilladores permitiendo establecer el prototipo como una herramienta capaz de facilitar la ejecución de actividades cotidianas en pacientes con amputación de mano.
- El diseño mecánico se validó mediante una simulación dinámica de la apertura y cierre del *gripper* y un análisis de elementos finitos sobre el eslabón más importante, ambos llevados a cabo utilizando Autodesk Inventor 2022. En base al torque de arranque resultante en la simulación dinámica, se determinó que el motor seleccionado fue el adecuado, asegurando que el mecanismo no sufrirá desplazamientos imprevistos debido a la carga. Por otro lado, el eslabón de enlace entre el acople del motor y el eslabón de los dedos no presentó deformaciones o fallas por fatiga considerables por lo que su diseño es adecuado para la carga objetivo.
- Utilizando la unidad de procesamiento ESP32-C3, un adaptador de tarjeta microSD y los sensores de electromiografía Myoware se construyó un circuito electrónico mediante el cual fue posible recolectar y procesar señales de electromiografía en tiempo real. Este además fue capaz de accionar los servomotores del *gripper* de acuerdo con las salidas del algoritmo de inferencia.
- El algoritmo de inferencia desarrollado logró clasificar el 78.67% de las tres clases de manera eficiente, usando 1360 datos, los cuales fueron recopilados de un solo sujeto durante cinco experimentos. El tiempo de clasificación, siendo importante para la ejecución del sistema en tiempo real, fue de tan solo 0.09 segundos, de manera que no aumentó notablemente el tiempo de respuesta de la prótesis, el cual fue de 2 segundos, cumpliendo así el requerimiento inicial del cliente. Al

emplear un *threshold* para considerar solo las predicciones con exactitud mayor al 70%, se logró reducir la cantidad de predicciones incorrectas entre clases. Aquellas que no lo superaron, no fueron consideradas en el análisis dado que se priorizó reducir al máximo las predicciones negativas. Dicho de otra manera, al momento que el sujeto realizara alguna acción se prefirió que la mano no realizara ningún movimiento a que realizara movimientos incorrectos.

- El presente proyecto fue documentado y cargado a un repositorio público, el cual incluye: los diseños de las piezas mecánicas en archivos de extensión “.step”, los diseños esquemáticos del circuito electrónico y los códigos elaborados para la etapa de adquisición de datos, limpieza y extracción de características, entrenamiento del modelo y clasificación en tiempo real (consultar Apéndice B).
- El prototipo diseñado se validó mediante pruebas experimentales con el cliente (ver Apéndice D), en las que se verificó que el sistema cumple con funciones similares a las de prótesis activas disponibles en el mercado. En consecuencia, se considera que el proyecto presenta una propuesta de valor sustancial generando un ahorro aproximado de 90%.

4.2 Recomendaciones

- Reducir las dimensiones del circuito presentado junto con la placa PCB, para lo cual se recomienda diseñar una tarjeta de desarrollo personalizada que cuente solo con las funcionalidades necesarias para el proyecto. Para la misma se sugiere usar un chip *Dual Core* que permita paralelizar las tareas de software en la implementación en tiempo real y así optimizar el tiempo de respuesta del sistema.
- En caso de necesitar realizar mejoras en el rendimiento del algoritmo de inferencia, se sugiere aplicar la técnica de *Data Augmentation*, la cual consiste en aumentar el tamaño de la base de datos, generando copias mínimamente modificadas de los datos ya existentes. En el caso de las señales EMG, una de las técnicas aptas es la incorporación de ruido blanco a la señal. Esto permitirá al modelo contar con más muestras y aprender a generalizar de mejor manera los casos presentados.
- Como alternativa para mejorar la calidad del muestreo de datos y el tiempo de respuesta del sistema se sugiere emplear la técnica de superposición de ventanas temporales, la misma que se basa en la lógica de una estructura de datos tipo

FIFO, como un *buffer* circular. Al tener un muestreo casi constante, la ventana de datos se actualizaría en pocos milisegundos, permitiendo realizar clasificaciones prácticamente continuas.

- Diseñar una malla personalizada para recubrir el antebrazo del cliente, misma que alojaría el circuito de recolección y procesamiento de señales. Esta permitiría reducir la susceptibilidad al ruido generado por el movimiento de los cables y protegería al circuito de agentes externos como lluvia, sol, polvo, etc. Adicionalmente, mejoraría la consistencia de los datos muestreados dado que los sensores, al ser colocados en los espacios fijos de la malla, se posicionarían siempre en las mismas zonas del antebrazo.
- Con el objetivo de reducir el tamaño del prototipo se pueden reemplazar los servomotores utilizados por motores de corriente continua, en particular los disponibles en la serie DCX del grupo Maxon debido a su alto torque de parada y tamaño compacto. Sin embargo, esto requeriría el diseño de un sistema de control de posición para los mismos.
- Para reducir el peso del prototipo, así como el costo de la impresión, se puede simplificar los cuerpos de las cubiertas y la base de giro de manera que las secciones que las conformen no sean completamente sólidas. Por otro lado, se podrían imprimir soportes adicionales para ubicarlos alrededor de los elementos de sujeción y así reducir potenciales desplazamientos verticales en los eslabones que conforman los dedos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] La Hora, «Ecuador fabrica prótesis externas con orientación social,» *La Hora*, 31 Diciembre 2019.
- [2] G. Coba, «El ingreso promedio en Ecuador,» *Primicias*, p. 1, 23 Septiembre 2021.
- [3] D. Krupa, «ROMP,» [En línea]. Available: <https://www.rompglobal.org/apadrinamiento-romp-ecuador/>.
- [4] Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, «Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades,» [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 11 Octubre 2021].
- [5] Secretaría Técnica Ecuador Crece Sin Desnutrición Infantil, «Misión Las Manuelas,» Secretaría Técnica Ecuador Crece Sin Desnutrición Infantil, [En línea]. Available: <https://www.infancia.gob.ec/lasmanuelaslamisioncontinua/>. [Último acceso: 4 Noviembre 2021].
- [6] B. Hirt, H. Seyhan, M. Wagner y Z. Rainer, *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics: A Comprehensive Guide*, Stuttgart: Thieme, 2017.
- [7] Stanford Children's Hospital, «Anatomía de la mano,» Lucile Packard Children's Hospital Stanford, 2021. [En línea]. Available: <https://www.stanfordchildrens.org/content-public/topic/images/97/126197.gif>. [Último acceso: Octubre 2021].
- [8] W. Cogley, «Biomimetic Mechatronic Hand,» Nillheim Mechatronics, Hatfield, 2018.
- [9] P. K. Levangie, C. C. Norkin y M. D. Lewek, *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, Philadelphia: F.A. Davis, 2019.
- [10] Ottobock, «Myoelectric prosthetics 101,» Ottobock, 2020. [En línea]. Available: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/myoelectric-prosthetics-101/>. [Último acceso: Octubre 2021].
- [11] J. L. Segil y R. F. Weir, «Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review,» *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 50, nº 5, pp. 599-618, 2013.

- [12] Ottobock, «Myoelectric Speed hands,» Ottobock, 2020. [En línea]. Available: <https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/myoelectric-devices-speedhands/>. [Último acceso: Octubre 2021].
- [13] L. Liow y A. Clark, «OLYMPIC: A Modular, Tendon-Driven Prosthetic Hand with Novel Finger and Wrist Coupling Mechanisms,» *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 5, nº 2, pp. 299-306, 2019.
- [14] Ortopedia Gordillo, «Ortopedia Gordillo,» SANICOR, [En línea]. Available: <https://www.ortopediagordillo.com/producto/protesis-amputacion-antebrazo-estetica-pasiva-encaje-laminado-supracondilar-o-similar-muneca-redonda-esferica-u-oval-mano-estetica-pasiva-y-guante-cosmetico/>. [Último acceso: 12 02 2022].
- [15] Ottobock, «ottobock,» [En línea]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/miembro-superior/sistemas-de-brazo-y-mano/bebionic/>. [Último acceso: 12 02 2022].
- [16] P. Visconti, F. Gaetani y P. Primiceri, «Technical Features and Functionalities of Myo Armband: An Overview on Related Literature and Advanced Applications of Myoelectric Armbands Mainly Focused on Arm Prostheses,» *INTERNATIONAL JOURNAL ON SMART SENSING AND INTELLIGENT SYSTEMS*, pp. 1-2, 2018.
- [17] Mayo Clinic, «Mayo Clinic,» 21 Mayo 2019. [En línea]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/emg/about/pac-20393913>. [Último acceso: 4 11 2021].
- [18] A. Phinyomark, R. N. Khushaba y E. Scheme, «Feature Extraction and Selection for Myoelectric Control Based on Wearable EMG Sensors,» *Multidisciplinary Digital Publishing Institute*, p. 12, 2018.
- [19] A. Phinyomark, R. N. Khushaba y E. Scheme, «Feature Extraction and Selection for Myoelectric Control Based on Wearable EMG Sensors,» *MDI*, p. 12, 2018.
- [20] A. Wilson, Y. Losier, P. Parker y D. Lovely, «A bus-based smart myoelectric electrode/amplifier-system requirements,» *IEEE TRANSACTIONS ON INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT*, vol. 60, nº 10, pp. 3290-3299, 2011.
- [21] H.-S. Choi, «EMG Sensor System for Neck Fatigue Assessment Using RF Wireless Power Transmission,» *3rd International Conference on Computational Intelligence and Applications*, p. 1, 2018.

- [22] L. E. Crawford y D. T. Vavra, «Typing with EMG using MyoWare,» *Richmond School of Arts and Sciences*, pp. 2-4, 2016.
- [23] A. Junlasat, T. Kamolklang, P. Uthansakul y M. Uthansakul, «Finger Movement Detection Based on Multiple EMG Positions,» *11th International Conference on Information Technology and Electrical Engineering*, pp. 1-2, 2019.
- [24] M. W. Berry, A. Mohamed y B. Wah Yap, de *Unsupervised and Semi-Supervised Learning for Data Science*, 2020, p. 4.
- [25] U. Côté-Allard, C. Latyr Fall, A. Drouin, A. Campeau-Lecours, C. Gosselin, K. Glette, F. Laviolette y . B. Gosselin, «Deep Learning for Electromyographic Hand Gesture Signal Classification Using Transfer Learning,» *Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada*, p. 4, 2019.
- [26] R. L. Norton, *Design of Machinery: An Introduction to the Synthesis and Analysis of Mechanisms and Machines*, New York: McGraw Hill, 2019.
- [27] P. H. Chappel, *Mechatronic Hands: Prosthetic and Robotic Design*, London: Institution of Engineering and Technology, 2016.
- [28] R. Merletti y P. A. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*, New Jersey: John Wiley & Sons Inc, 2004.
- [29] S. Bhavani, K. L. Krishna, R. Yogananda Reddy y T. Geethika, «A Low Cost Bionic Arm Based on Electromyography Sensor,» de *International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)*, Andhra Pradesh, India, 2020.
- [30] A. Junlasat, T. Kamolklang, P. Uthansakul y M. Uthansakul, «Finger Movement Detection Based on Multiple EMG Positions,» de *International Conference on Information Technology and Electrical Engineering (ICITEE)*, Pattaya, India, 2019.
- [31] H.-S. Choi, «EMG Sensor System for Neck Fatigue Assessment Using RF Wireless Power Transmission,» de *International Conference on Computational Intelligence and Applications*, Gwangju City, South Korea, 2018.
- [32] A. Krasoulis, I. Kyranou, M. Suphi Erden y K. Nazarpour, «Improved prosthetic hand control with concurrent use of myoelectric and inertial measurements,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp. 11-12, 2017.

[33] A. K. Mukhopadhyay y S. Samui, «An experimental study on upper limb position invariant EMG signal classification based on deep neural network,» *Biomedical Signal Processing and Control*, pp. 2-3, 2020.

[34] S. R. Chejín, «Una prótesis te cambia la vida,» *GK*, 28 Julio 2019.

APÉNDICES

APÉNDICE A

Hoja de datos del motor

Brand	Dsservo	
Product Name	DS3218	DS3218 PRO
Torque	18kg. cm@5V	21kg. cm@5V
	21. 5kg. cm@6. 8V	23. 5kg. cm@6. 8V
Speed	0. 16S/60° @5V	0. 12S/60° @5V
	0. 14S/60° @6. 8V	0. 09S/60° @6. 8V
	recommend	strongly recommend

Figura A1 Hoja de datos del motor DS3218 PRO

APÉNDICE B

Repositorio generado

The screenshot displays a GitHub repository interface. At the top, it shows the repository name 'Bionic-Arm-EMG-' and the user 'kaviles22'. The commit history table lists several recent changes:

File	Commit Message	Time
3Dmodels	Delete h.txt	11 minutes ago
DataAcquisition	Organized files	29 days ago
ModelTraining	Organized files	29 days ago
ProcessingData	Organized files	29 days ago
RealTimeClassification	Add RealTime code	16 minutes ago
README.md	Update README.md	29 days ago
requirements.txt	Add requirements.txt	29 days ago

The README.md file content is visible below, featuring the title 'Bionic-Arm-EMG-' and a description: 'In the current project, a prosthetic hand was designed and controlled using real-time classification of EMG signals.' Under the 'Devices' section, a list of hardware components is provided:

- ESP32 C3 DevkitM-1
- Laptop
- MyoWare sensors (3 units)
- Micro SD card adapter
- Designed Bionic hand

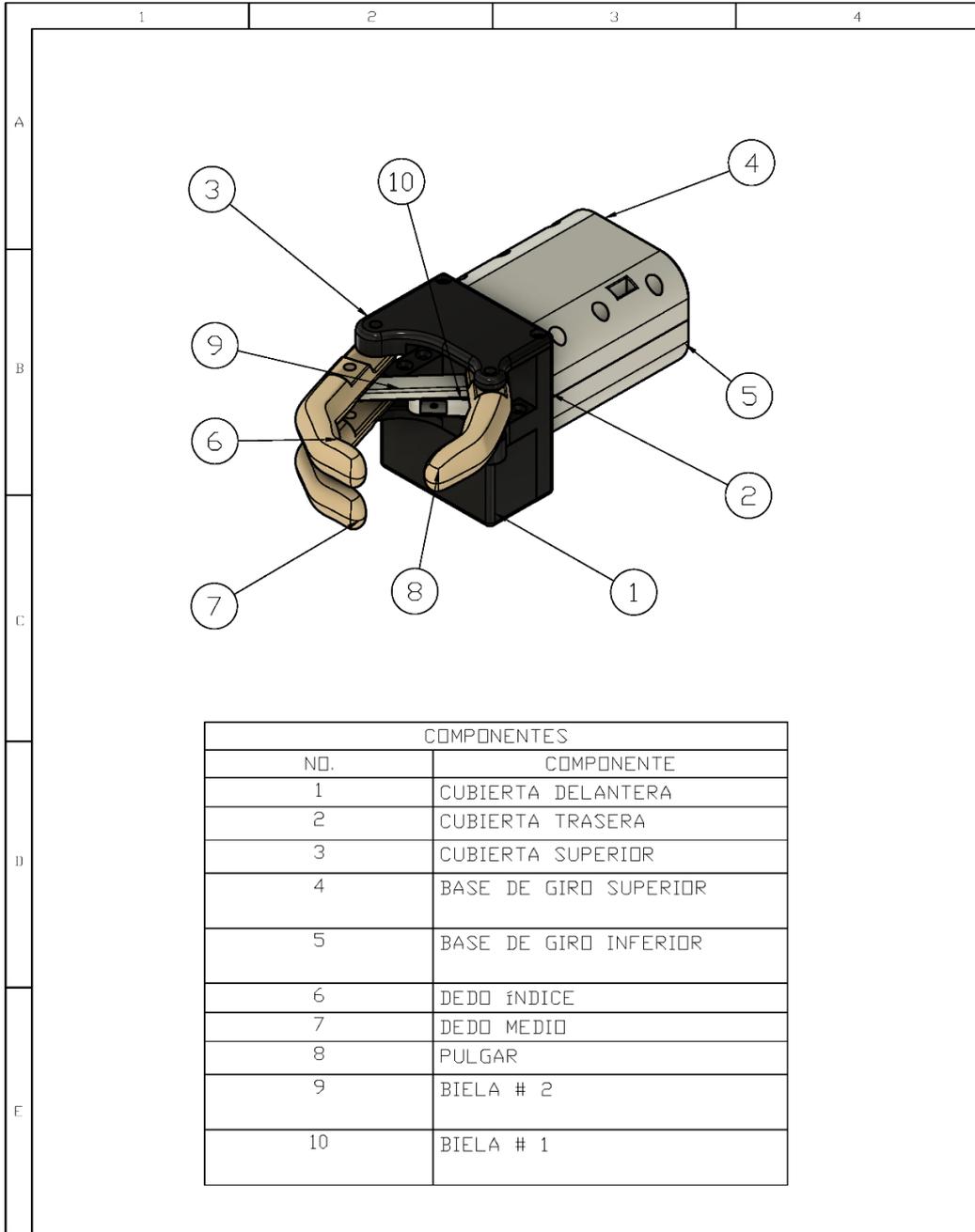
On the right side of the repository page, there are sections for 'About' (no description), 'Releases' (no releases published), 'Packages' (no packages published), 'Contributors' (3 contributors: kaviles22, vasanza, georgegaibor), and 'Languages' (C++ 96.3%, Python 2.3%, PureBasic 1.1%, C 0.3%).

Figura B1 Repositorio en la plataforma de Github

Link: <https://github.com/kaviles22/Bionic-Arm-EMG->

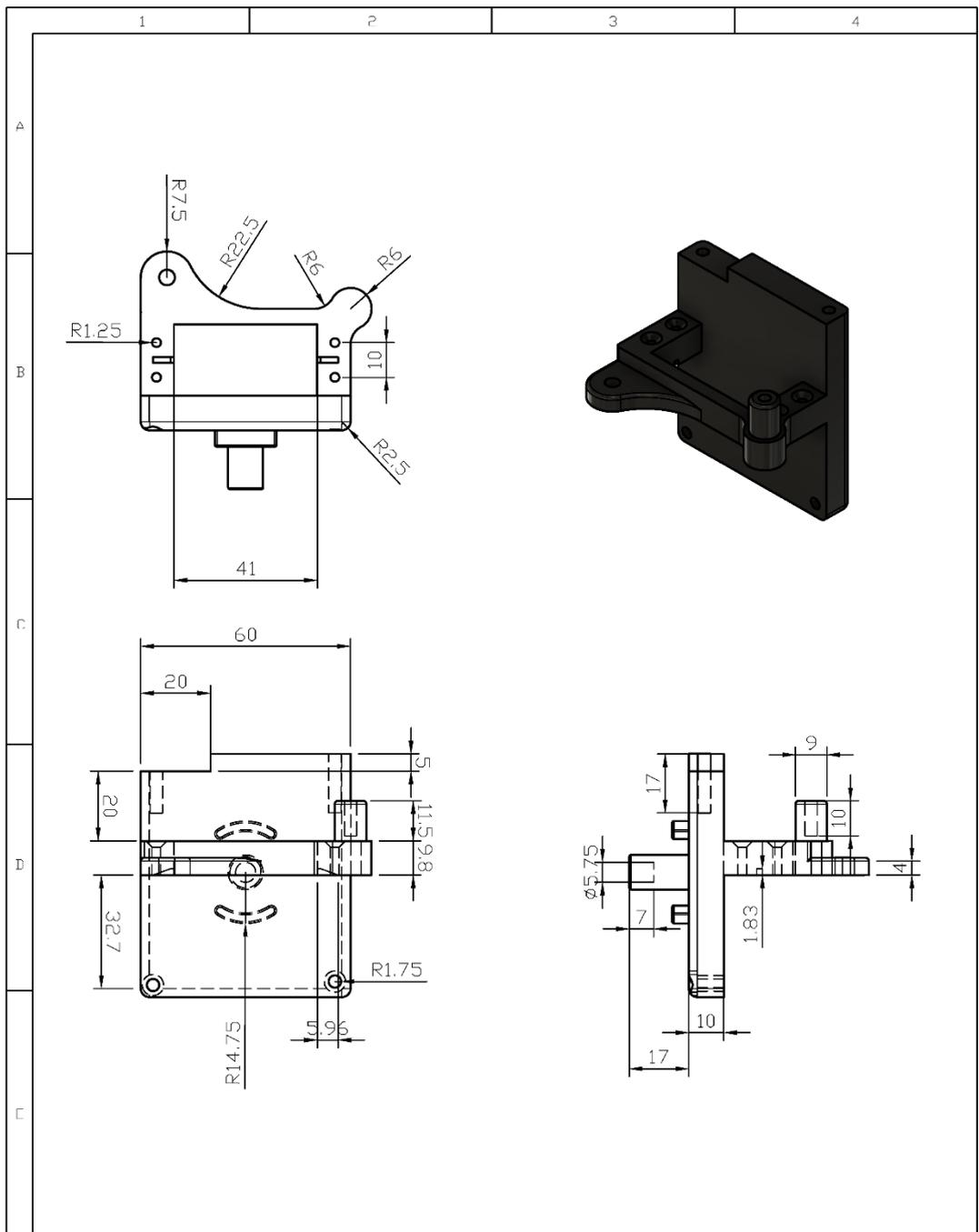
APÉNDICE C

Planos

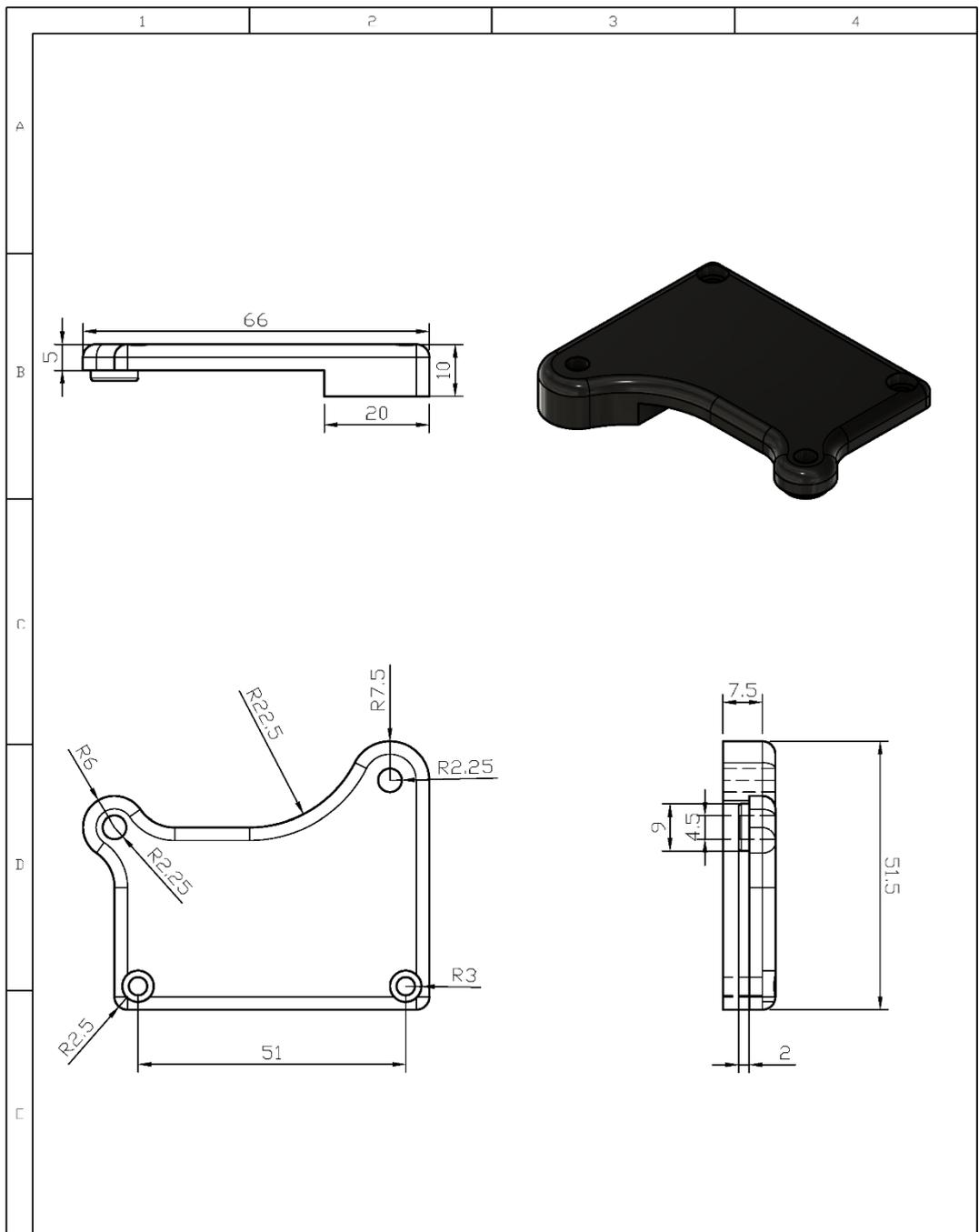


COMPONENTES	
NO.	COMPONENTE
1	CUBIERTA DELANTERA
2	CUBIERTA TRASERA
3	CUBIERTA SUPERIOR
4	BASE DE GIRO SUPERIOR
5	BASE DE GIRO INFERIOR
6	DEDO ÍNDICE
7	DEDO MEDIO
8	PULGAR
9	BIELA # 2
10	BIELA # 1

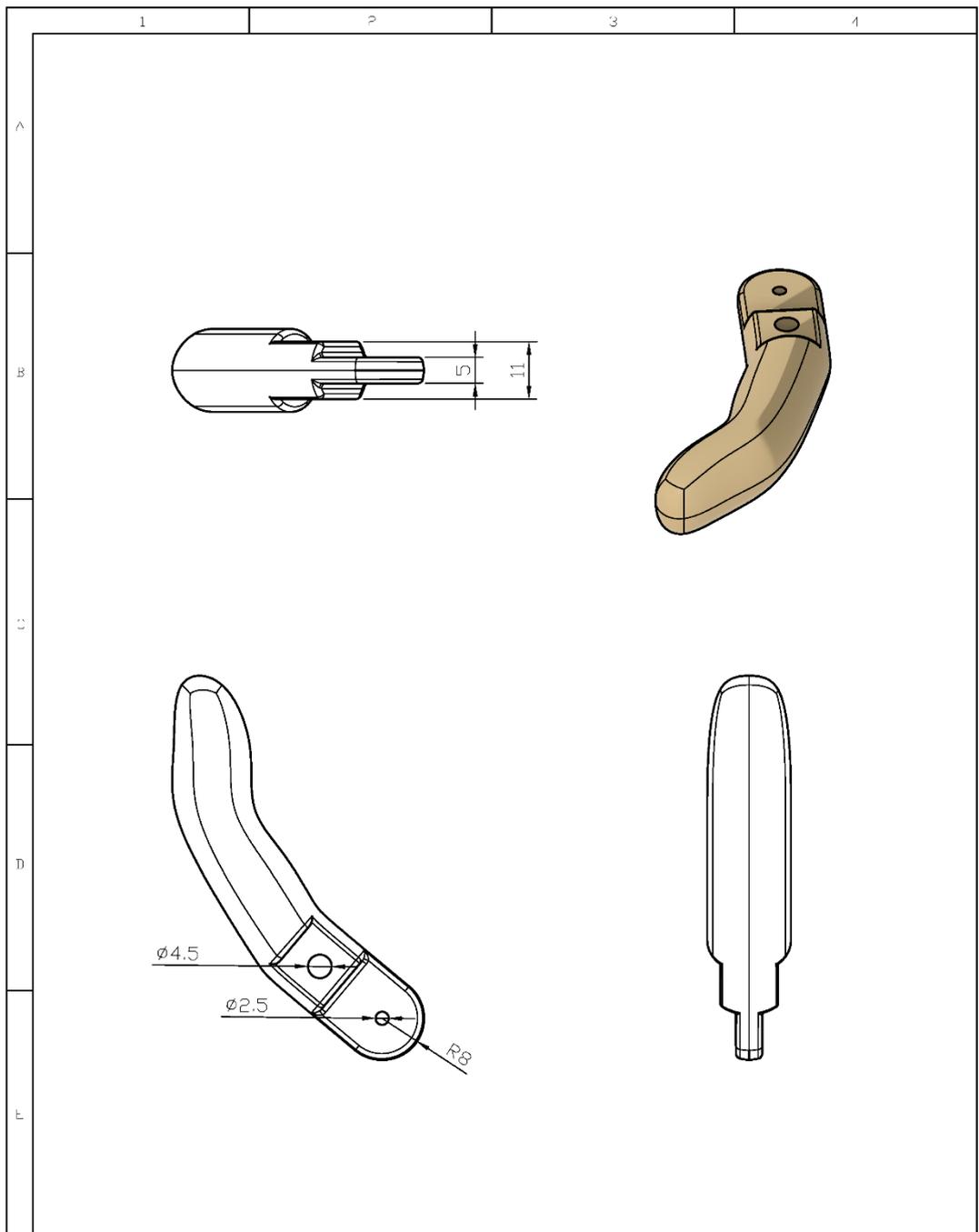
				TOLERANCIAS	PESO	MATERIALES	
				<small> DE P.D. DE FECHA DE CONTROL DE LOS DATOS DE LOS COMPONENTES DE LOS DATOS DE LOS MATERIALES DE LOS DATOS DE LOS REVISIONES DE LOS DATOS DE LOS DE LOS DATOS DE LOS </small>		PLÁSTICO ABS	
				FECHA	NOMBRE	DENOMINACIÓN	ESCALA
				28/1/22	K. A. & N. G.	ENSAMBLE	1:2
				REV.			
				APROR.			
						NUMERO DEL DIBUJO	
						1/11	
EDICIÓN	MODIFICACION	FECHA	NOMBRE			SUSTITUYE A:	



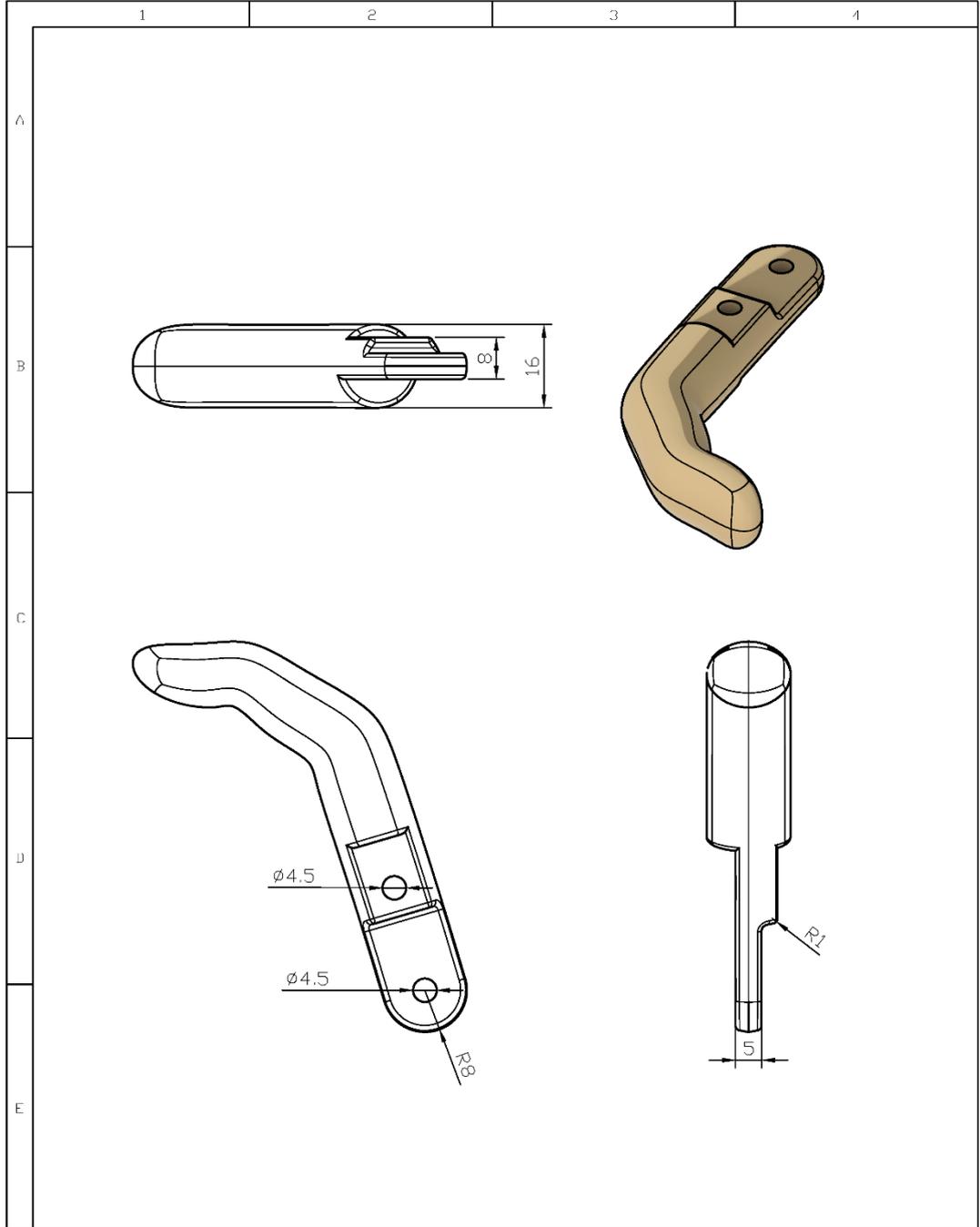
				TOLERANCIAS <small>EN UNIDADES DECIMALES 0.05 0.10 0.15 0.20 0.30 0.40 0.50 0.60 0.80 1.00 1.50 2.00 3.00 4.00 5.00 6.00 8.00 10.00</small>	PESO	MATERIALS PLÁSTICO ABS
				FECHA	NOMBRE	DEFINICIÓN
				DIB.	88/1/22	K. A. & N. G.
				REV.		
				APROB.		
						ESCALA 1:1.5
						NÚMERO DEL DIBUJO 2/11
EDI- CIÓN	MODIFICACION	FOLIO	NÚMERO			SUBSTITUYE A:



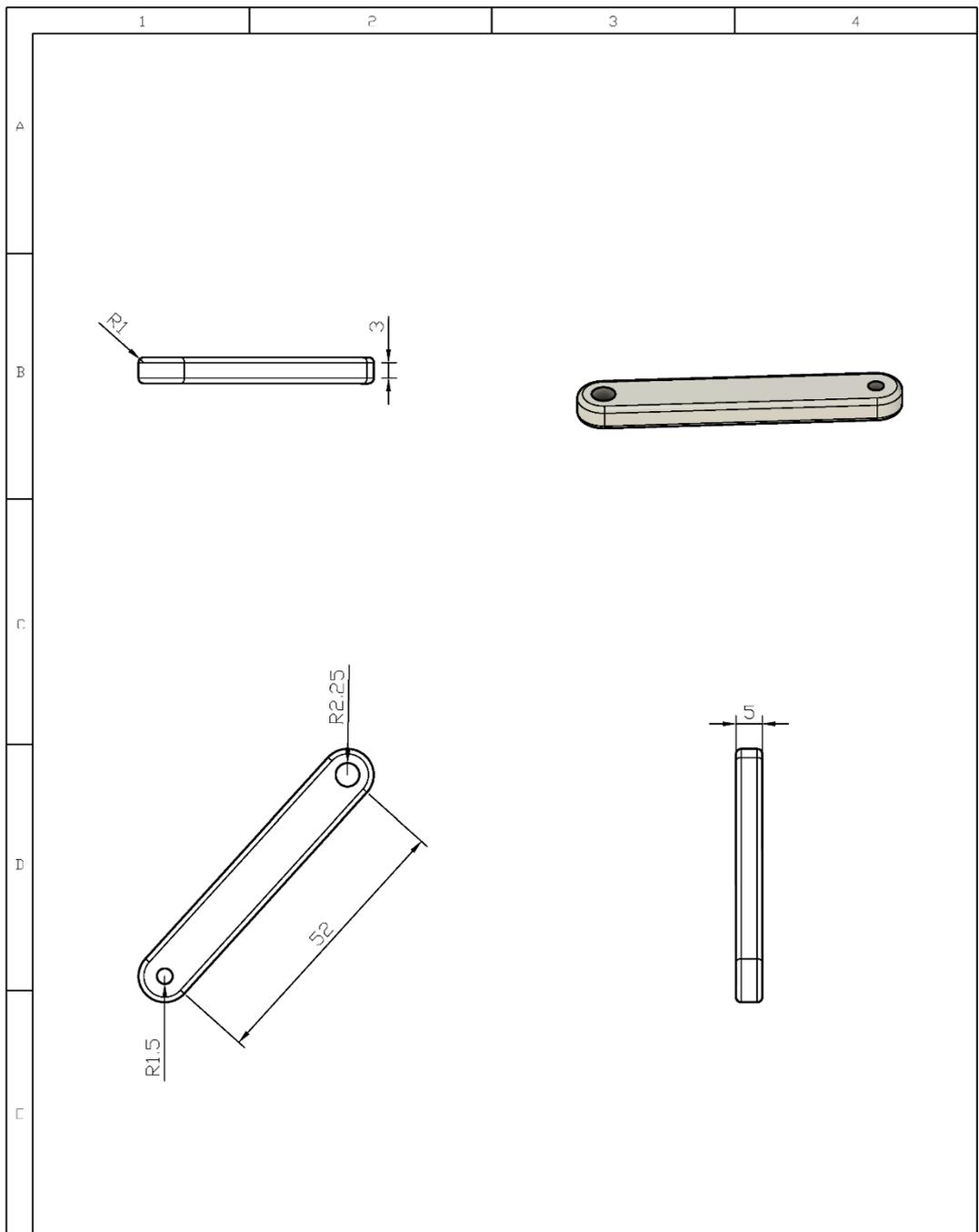
				TOLERANCIAS	PESO	MATERIALS	
				± 0.10 mm		PLÁSTICO ABS	
				FECHA	NOMBRE	DEFINICIÓN	ESCALA
				DIB.	K. A. & N. G.	CUBIERTA SUPERIOR	1:1
				REV.			
				APROB.			
						NÚMERO DEL DIBUJO	
						3/11	
EDICIÓN	MODIFICACIÓN	FOLIO	NÚMERO	SUSTITUYE A:			



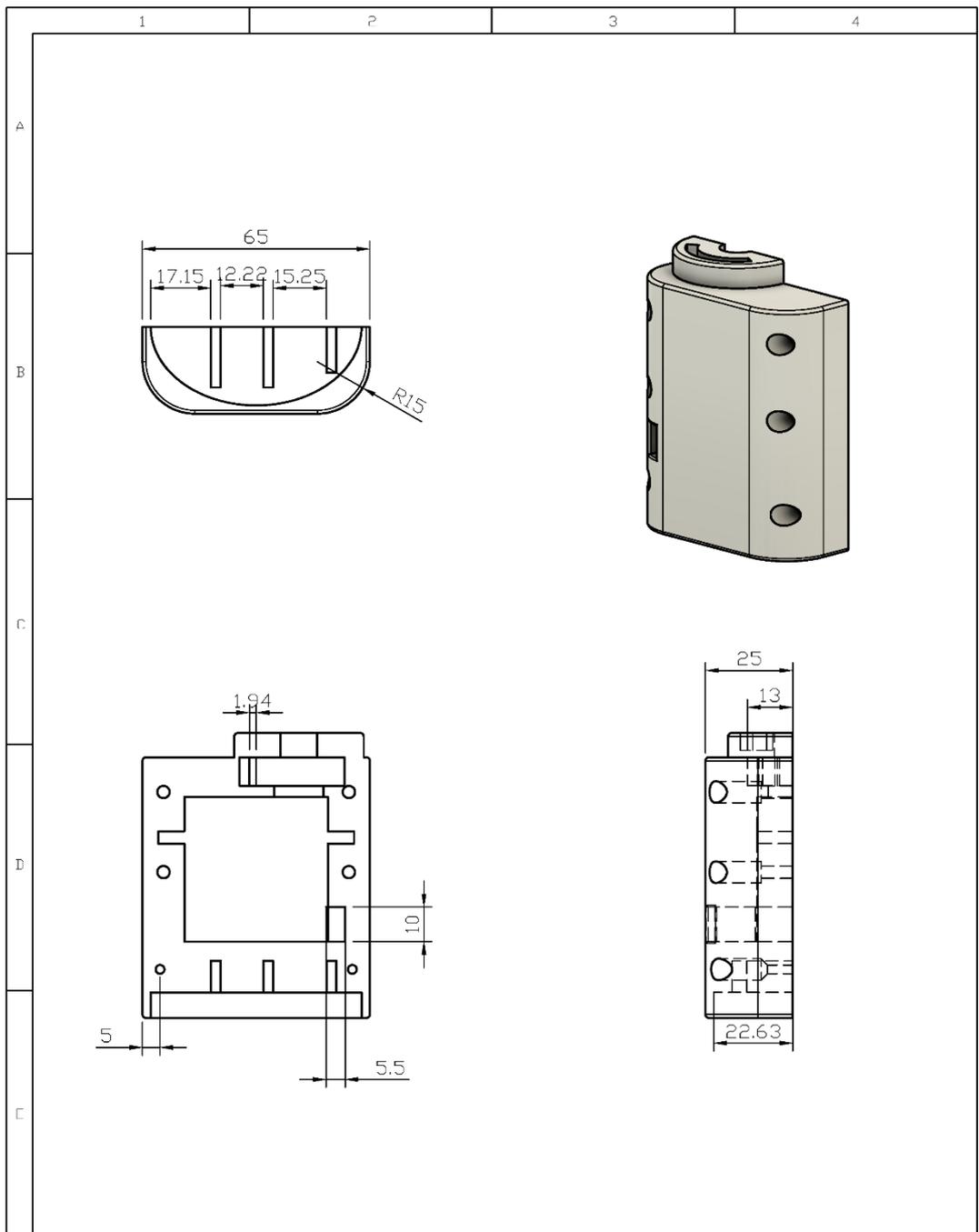
				TOLERANCIAS <small>ISO 2768-M</small> <small>ISO 2768-MS</small> <small>ISO 2768-MK</small> <small>ISO 2768-ML</small> <small>ISO 2768-MN</small> <small>ISO 2768-MP</small> <small>ISO 2768-MQ</small> <small>ISO 2768-MR</small> <small>ISO 2768-MS</small> <small>ISO 2768-MT</small> <small>ISO 2768-MV</small> <small>ISO 2768-MW</small> <small>ISO 2768-MX</small> <small>ISO 2768-MY</small> <small>ISO 2768-MZ</small>	PESO	MATERIALES	
				FECHA	NUMBRE	DENOMINACION PULGAR	ESCALA 1:1
				DISEÑADOR J.B.	DISEÑADOR K. A. & N. G.		
				REVISOR R.F.V.			
				APROBADO A.P.R.O.B.		NUMERO DE DISEÑO 4/11	
EDICIÓN MODIFICACION		FECHA	NOMBRE			SUSTITUYE A:	



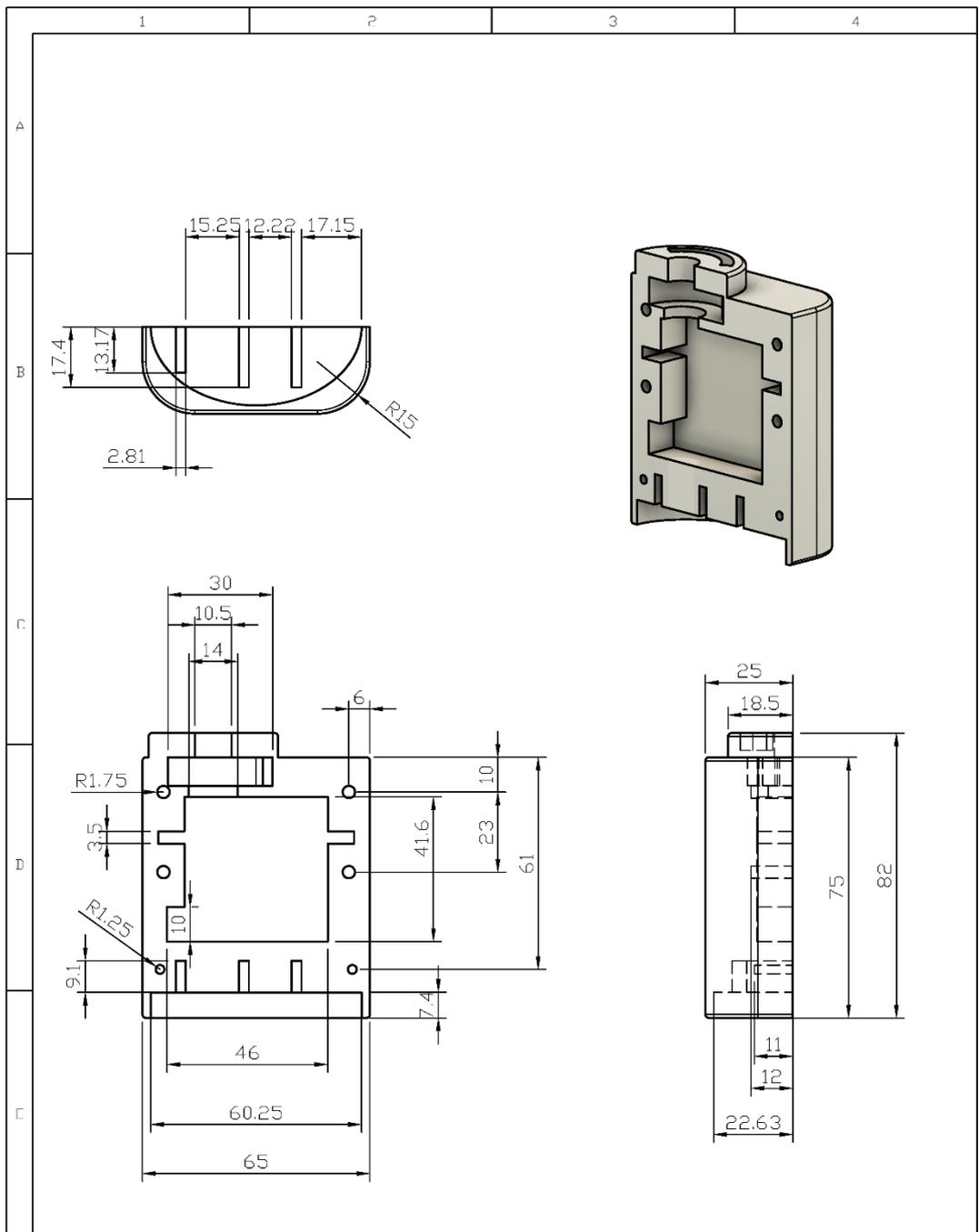
				TOLERANCIAS EN MM DE ACUERDO A ISO 2768-MS EN UNIDADES DE MILIMETROS DE ACUERDO A ISO 2768-MS EN UNIDADES DE MILIMETROS DE ACUERDO A ISO 2768-MS	PESU	MATERIALES PLÁSTICO ABS	
				FECHA	NOMBRE	DENOMINACIÓN	ESCALA
				DIB.	PR/1/PP	DEDO ÍNDICE	1:1
				PEV			
				APRTE.			
						NÚMERO DEL DIBUJO	
						5/11	
EDICIÓN	MODIFICACIÓN	FECHA	NOMBRE			SUSTITUYE A:	



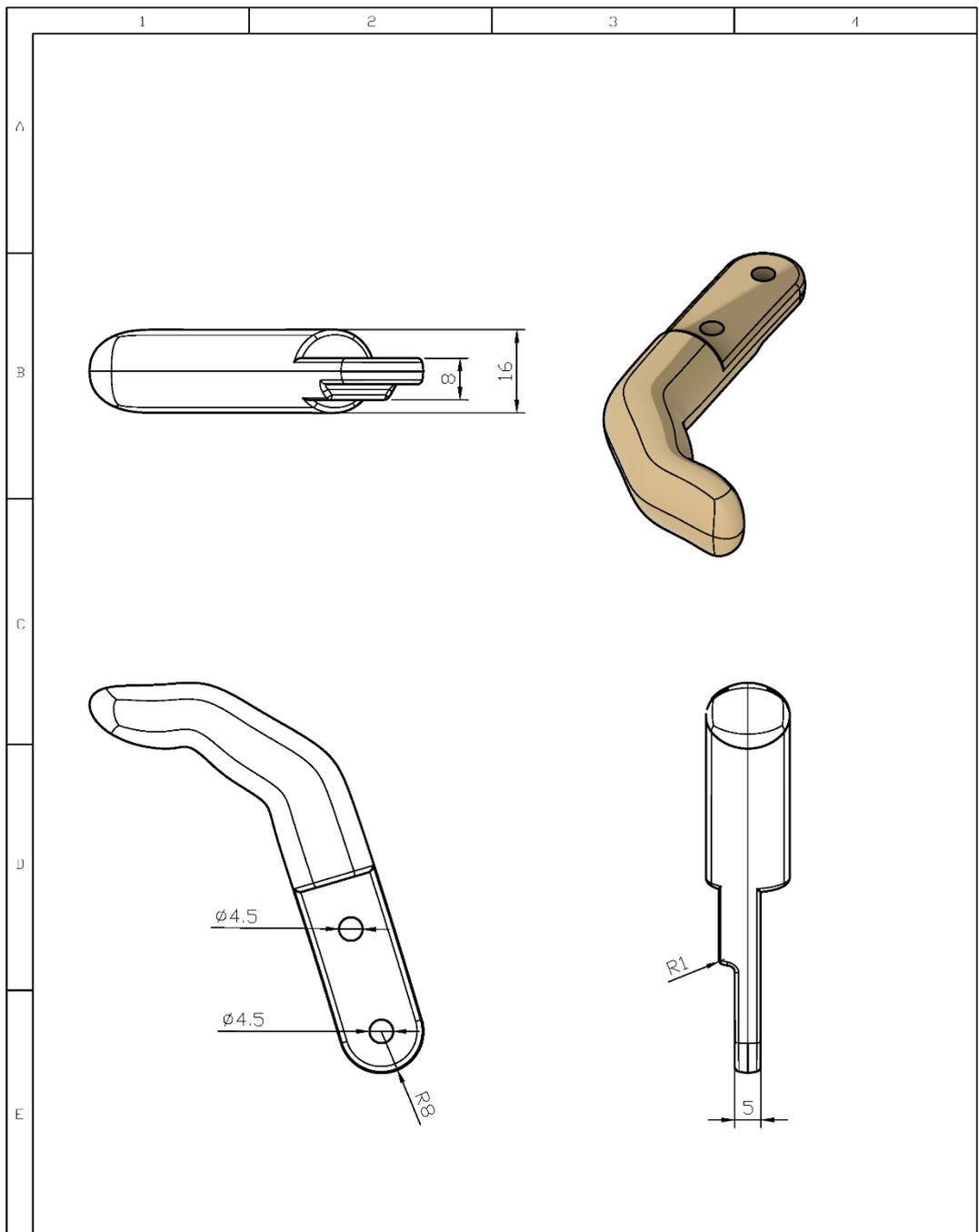
				TOLERANCIAS	PESO	MATERIALS			
				± 0.10 mm para diámetros ± 0.15 mm para anchuras ± 0.20 mm para espesores ± 0.30 mm para radios		PLÁSTICO ABS			
				FECHA	NOMBRE	DEFINICIÓN	ESCALA		
			DIB.	88/1/88	K. A. & N. G.			BIELA # 2	1:1
			REV.						
				APRUB.		NÚMERO DEL DIBUJO			
						6/11			
EDI- CIÓN	MODIFICACION	FECHA	NÚMERO			SUSTITUYE A:			



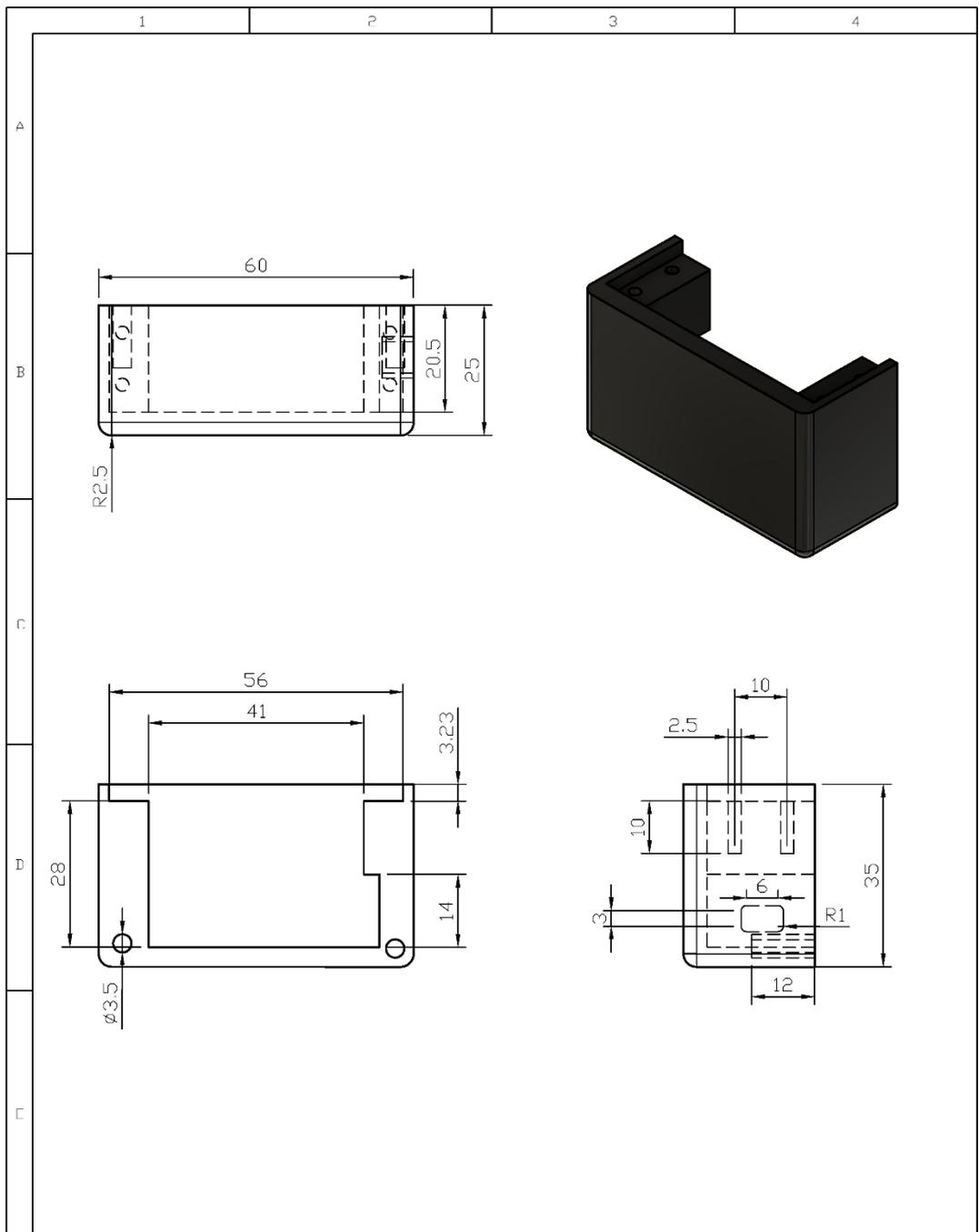
				TOLERANCIAS	PESO	MATERIALS	
				±0.10 ±0.05 ±0.02		PLÁSTICO ABS	
				FECHA	NOMBRE	DEFINICIÓN	ESCALA
				DIB.	88/1/88	K. A. & N. G.	BASE DE GIRO SUPERIOR
				REV.			1:1.5
				APRUB.			
						NÚMERO DEL DIBUJO	
						7/11	
EDI- CIÓN	MODIFICACION	FOLIO	NÚMERO			SUSTITUYE A:	



		TOLERANCIAS		PESO		MATERIALS	
		<small> ±0.10 mm para medidas ±0.05 mm para medidas ±0.02 mm para medidas ±0.01 mm para medidas </small>				PLÁSTICO ABS	
		FECHA		NOMBRE		DEFINICIÓN	
		DIB. 88/1/88		K. A. & N. G.		BASE DE GIRO INFERIOR	
		REV.				ESCALA	
		APRUB.				1:1.5	
						NÚMERO DEL DIBUJO	
						8/11	
						SUSTITUYE A:	
EDICIÓN		MODIFICACION		FECHA			



				TOLERANCIAS <small>LA LEY DE HERRAJES DE CONFORME LAS LEYES DE PROTECCIÓN DE LOS DERECHOS INTELLECTUALES</small>		PESO		MATERIALES	
								PLÁSTICO ABS	
				FECHA		NOMBRE		DENOMINACIÓN	
				DIB. PR/1/PP		K. A. & N. G.		DEDO MEDIO	
				APPR.				ESCALA	
								1:1	
								NÚMERO DEL DIBUJO	
								10/11	
								SUSTITUYE A:	
EDICIÓN	MODIFICACIÓN	FECHA	NOMBRE						



				TOLERANCIAS	PESO	MATERIALS	
				± 0.10 mm		PLÁSTICO ABS	
				± 0.05 mm		DEFINICIÓN	ESCALA
				FECHA	NOMBRE	CUBIERTA DELANTERA	1:1
				DIB.	K. A. & N. G.		
				REV.			
				APRUB.		NÚMERO DEL DIBUJO	
						11/11	
EDICIÓN	MODIFICACION	FOLIO	NÚMERO			SUSTITUYE A:	

Apéndice D

Pruebas con el cliente



Figura D1 Pruebas con el cliente