

Escuela Superior Politécnica del Litoral

Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción

Título del trabajo:

Construcción de un Dispensador de Anticuerpos Monoclonales para Láminas de
Flujo Lateral.

INGE-2787

Proyecto Integrador

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero en Mecatrónica

Presentado por:

Carlos Andres Ramirez Irene

Mario Daniel Alava Salazar

Guayaquil - Ecuador

Año: 2024

Dedicatoria

Este proyecto se lo dedico a Dios y a las personas que han estado incondicionalmente a mi lado sin esperar nada a cambio. Se lo dedico a mis tías Jacqueline y Miriam Ramírez, quienes han sido el sostén que me ha llenado de amor y apoyo en los momentos en que más he necesitado ayuda. A mi padre Francisco Ramírez y a mi hermana Michelle Ramírez, por brindarme su apoyo con todo lo que ha estado a su alcance. Ustedes han sido el pilar fundamental para construir el ser humano que soy.

A mi enamorada, Diana Once, quien ha sido parte de mi crecimiento de estudiante a profesional, por haber sido parte de mi formación como ingeniero y como hombre que debe amar a Dios sobre todas las cosas.

A mis primos Freddy y Paolo, que han lidiado y convivido conmigo en los momentos de estrés como estudiante.

Carlos Ramírez

Dedicatoria

A mi madre, Wendy Salazar, quien ha sido mi guía y fortaleza en cada etapa de mi vida. Su amor incondicional, consejos y ejemplo constante me han inspirado a ser una mejor persona. Ella es y siempre será mi mayor apoyo y modelo a seguir.

A mis tías, Patricia Salazar y Maritza Salazar, mujeres valientes y trabajadoras, quienes me brindaron un amor inmenso y me acogieron como si fuera su propio hijo mostrándome siempre el valor del esfuerzo y la dedicación.

Al Sr. Félix Palma, padre de mi hermana menor, por estar siempre dispuesto a ofrecer una mano amiga demostrando generosidad y apoyo en los momentos clave.

A mis amigos, quienes fueron mi compañía en las buenas y en las malas, con quienes compartí momentos inolvidables.

Espero que estén orgullosos de la persona en la que me he convertido. Este logro es también parte de ustedes.

Mario Alava

Agradecimientos

En primer lugar, un agradecimiento especial a ti, Dios, por llenarme de fuerza y paz en los momentos más complicados de mi carrera. Cada vez que me he encontrado desorientado, has puesto a la persona correcta en mi camino. A mis queridas tías Miriam y Jackeline, les agradezco por recordarme cuánto me quieren y por apoyarme con sus palabras y acciones.

Mi agradecimiento a mi papá por enseñarme con el ejemplo que se debe trabajar siempre con honradez y esmero.

A mi enamorada, Diana Once, a mi hermana Mishelle, a mis familiares y amistades más cercanas, por haber compartido momentos especiales en mi vida como estudiante de pregrado; a todos ellos les estoy muy agradecido.

Carlos Ramírez

Agradecimientos

A Dios, por ser mi guía y fortaleza en cada paso de este camino.

A mi madre, por su amor. Todo lo que soy y lo que he logrado es gracias a ti.

A los amigos que hice desde mi primer semestre: Josue Bajaña, Kenneth Torres, Ángelo Piza y Sandy Orellana, gracias por el gran apoyo y por convertir el inicio de este camino en una experiencia inolvidable.

A mis amigos de la carrera, quienes ya son ingenieros: Shirley Torres, Jeanpiere Benalcázar y Gabriel Guevara, compartir con ustedes risas, estudios y proyectos me hizo crecer tanto académica como personalmente, son las mejores personas que pude conocer durante mi vida universitaria.

A Gabriela Pincay y Josué Esparza, con quienes compartí maravillosos momentos en el 2024.

Cada uno de ustedes ocupa un lugar especial en mi corazón.

Mario Alava

Declaración Expresa

Nosotros, Carlos Andres Ramírez Irene y Mario Daniel Alava Salazar, acordamos y reconocemos que:

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

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

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

Guayaquil, 8 de octubre de 2024.



Carlos Andres Ramirez

Irene



Mario Daniel Alava

Salazar

Evaluadores

Jonathan Roberto León Torres, M.Sc.

Profesor de Materia

Francis Roderich Loayza Paredes, Ph.D.

Tutor de proyecto

Resumen

El presente proyecto tiene como objetivo el desarrollo de un prototipo de dispensador automático de anticuerpos monoclonales en láminas de flujo lateral. Se fundamenta en la necesidad de optimizar la precisión y reproducibilidad en la distribución de reactivos en pruebas diagnósticas, minimizando el error humano y mejorando la eficiencia en laboratorios de biomedicina. La propuesta se justifica en la creciente demanda de pruebas rápidas y confiables, donde la automatización juega un papel clave en la estandarización de procesos. Para el desarrollo del prototipo, se emplearon técnicas de manufactura aditiva (impresión 3D), componentes electrónicos como dos servomotores de 6v DC, sensores laser KY-008, LCD 16x2 con módulo I2C y motores paso a paso. Se diseñó un mecanismo de dispensación y corte que permite una aplicación precisa de los anticuerpos, garantizando uniformidad en la distribución sobre la membrana. Los resultados obtenidos indican que el prototipo mejora el tiempo de operación en más del 50% presentado una velocidad de movimiento del papel de 1.90 cm/s dando como resultado 70 segmentos de la membrana para realizar pruebas. Así mismo, el sistema de corte automático demostró alta precisión además de permitir un fácil intercambio de la cuchilla optimizando el uso de los componentes. En conclusión, la implementación del dispensador automático optimiza significativamente el tiempo del proceso de fabricación de pruebas de flujo lateral, representando un avance en la automatización de laboratorios de diagnóstico.

Palabras clave: dispensador automático, anticuerpos monoclonales, flujo lateral, manufactura aditiva, automatización.

Abstract

The present project aims to develop a prototype of an automatic dispenser for monoclonal antibodies on lateral flow strips. It is based on the need to optimize precision and reproducibility in the distribution of reagents in diagnostic tests, minimizing human error and improving efficiency in biomedical laboratories. The proposal is justified by the growing demand for fast and reliable tests, where automation plays a key role in the standardization of processes. For the development of the prototype, additive manufacturing techniques (3D printing), electronic components such as two 6v DC servo motors, KY-008 laser sensors, 16x2 LCD with I2C module and stepper motors were used. A dispensing and cutting mechanism were designed to allow a precise application of the antibodies, guaranteeing uniformity in the distribution on the membrane. The results obtained indicate that the prototype improves the operation time by more than 50% with a paper movement speed of 1.90 cm/s, resulting in 70 membrane segments for testing. Likewise, the automatic cutting system demonstrated high precision, in addition to allowing an easy exchange of the blade, optimizing the use of the components. In conclusion, the implementation of the automatic dispenser significantly optimizes the time of the lateral flow test manufacturing process, representing an advance in the automation of diagnostic laboratories.

Keywords: *automatic dispenser, monoclonal antibodies, lateral flow, additive manufacturing, automation.*

Índice general

Resumen	I
<i>Abstract</i>	II
Índice general	III
Abreviaturas	VI
Simbología	VII
Índice de figuras	VIII
Índice de tablas.....	X
Índice de planos.....	XI
Capítulo 1	1
1.1 Introducción	2
1.2 Descripción del Problema	3
1.3 Justificación del Problema	4
1.4 Objetivos	5
1.4.1 Objetivo general	5
1.4.2 Objetivos específicos.....	5
1.5 Marco teórico	6
1.5.1 Ensayo de flujo lateral	6
1.5.2 Anticuerpos monoclonales	8
1.1.1 Membrana de nitrocelulosa	8
1.5.2 Manufactura aditiva FDM	8

1.5.3 Funcionamiento de un dispensador de anticuerpos para láminas de flujo lateral....	11
.....	11
Capítulo 2	14
2 Metodología.	15
2.1 Características del prototipo existente	15
2.2 Requerimientos de diseño	16
2.3 Criterios para la selección de las alternativas de solución	17
2.3.1 Alternativas para el mecanismo de corte automático	18
2.3.2 Alternativas para el método de dispensación.....	22
2.4 Proceso de diseño	26
2.5 Diseño conceptual	27
2.6 Parámetros de diseño mecánico	28
2.6.1 Base	29
2.6.2 Ruedas	30
2.6.3 Sistema de dispensación	30
2.6.4 Sistema de corte.....	30
2.7 Parámetros de diseño electrónico.....	31
2.8 Parámetros de diseño de control	32
2.9 Programación	33
Capítulo 3	35
3 Resultados y análisis	36
3.1 Resultados del diseño mecánico del sistema de dispensación	37

3.1.1 Ruedas	38
3.1.2 Portaagujas.....	38
3.1.3 Base	39
3.1.4 Soporte del motor	40
3.1.5 Soporte de las ruedas	41
3.2 Resultados del diseño mecánico del sistema de corte.....	42
3.3 Resultados del diseño electrónico	45
3.4 Resultados de las pruebas realizadas.....	47
3.5 Análisis de costos	53
Capítulo 4	58
4.1 Conclusiones y recomendaciones.....	59
4.1.1 Conclusiones	59
4.1.2 Recomendaciones.....	60
Referencias	61
APÉNDICES.....	64

Abreviaturas

3D	Tres Dimensiones
ADN	Ácido Desoxirribonucleico
CAD	Computer Aided Design
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
FFF	Fusion Filament Fabrication
I2C	Inter-Integrated Circuit
LCD	Liquid Crystal Display
LFA	Lateral Flow Assay
NC	Nitrato de Celulosa
MAb	Monoclonal Antibodies
PCB	Printed Circuit Board
PLA	Polylactic Acid
POCT	Point of Care Testing
TIR	Tasa Interna de Retorno
TIRM	Tasa Interna de Retorno Modificada
VAN	Valor Actual Neto
VPN	Valor Presente Neto

Simbología

\$	Dólar
%	Porcentaje
cm	Centímetro
h	Hora
mA	Miliamperio
mm	Milímetro
V	Voltaje

Índice de figuras

Figura 1.1 <i>Sesiones del dispositivo para ensayos de flujo lateral</i>	7
Figura 1.2 <i>Flujo de trabajo para manufactura aditiva [13]</i>	10
Figura 1.3 <i>Parámetros básicos que se deben considerar en la manufactura aditiva por FDM (izquierda), SLA (centro) y SLS (derecha) [13]</i>	11
Figura 1.4 <i>Dispensador automático de reactivos de flujo lateral ALFRD [8]</i>	12
Figura 2.1 <i>Dispensador de Anticuerpos de Bajo Costo [4]</i>	16
Figura 2.2 <i>Boceto de la alternativa 1 para el mecanismo de corte automático</i>	18
Figura 2.3 <i>Boceto de la alternativa 2 para el mecanismo de corte automático</i>	20
Figura 2.4 <i>Boceto de la alternativa 3 para el mecanismo de corte automático</i>	21
Figura 2.5 <i>Boceto de la alternativa 1 para el método de dispensación</i>	23
Figura 2.6 <i>Boceto de la alternativa 2 para el método de dispensación</i>	24
Figura 2.7 <i>Boceto de la alternativa 3 para el método de dispensación</i>	25
Figura 2.8 <i>Proceso de diseño</i>	27
Figura 2.9 <i>Dimensiones de la membrana de nitrocelulosa para ensayos de flujo lateral</i>	29
Figura 2.10 <i>Diagrama de flujo</i>	33
Figura 3.1 <i>Diseño 3D del mecanismo de dispensación de anticuerpos monoclonales: (1) Soporte rueda parte inferior, (2) Soporte rueda parte media, (3) Soporte rueda parte superior, (4) Rueda, (5) Base, (6) Soporte motor, (7) Soporte agujas. (8) Tapa</i>	37
Figura 3.2 <i>Diseño 3D de las ruedas</i>	38
Figura 3.3 <i>Diseño 3D del portaagujas</i>	38
Figura 3.4 <i>Diseño 3D de la base del sistema de dispensación</i>	39
Figura 3.5 <i>Diseño 3D del soporte de los motores</i>	40
Figura 3.6 <i>Diseño 3D del soporte de las ruedas</i>	41

Figura 3.7 <i>Diseño 3D del mecanismo de láminas de flujo lateral: (1) Base del mecanismo de corte, (2) Soporte de eje acerado, (3) Soporte de motor nema 17, (4) Motor nema 17, (5) Acople flexible, (6) Chumacera de piso, (7) Tornillo sinfín de 4 hilos, (8) Eje acerado, (9) Rodamiento lineal, (10) Tuerca T8 de tornillo sin fin, (11) Soporte de tuerca T8, (12) Porta cuchilla y (13) Cuchilla. ...</i>	42
Figura 3.8 <i>Diseño 3D de la base del sistema de corte</i>	43
Figura 3.9 <i>Diseño 3D de la porta cuchilla</i>	44
Figura 3.10 <i>Diseño electrónico</i>	45
Figura 3.11 <i>Diseño placa PCB del sistema</i>	46
Figura 3.12 <i>Sistema de corte para las láminas de flujo lateral</i>	47
Figura 3.13 <i>Portaagujas</i>	48
Figura 3.14 <i>Sistema de dispensación de anticuerpos</i>	49
Figura 3.15 <i>Pruebas realizadas variando la velocidad de los motores</i>	49
Figura 3.16 <i>Pruebas realizadas en el sistema de corte</i>	50
Figura 3.17 <i>Características de la impresión 3D de la base</i>	51
Figura 3.18 <i>Características de la impresión 3D del portaagujas</i>	52

Índice de tablas

Tabla 1 <i>Requerimientos de diseño</i>	16
Tabla 2 <i>Criterios de selección para la solución</i>	17
Tabla 3 <i>Ventajas y desventajas de la alternativa 1 del sistema de corte</i>	19
Tabla 4 <i>Ventajas y desventajas de la alternativa 2 del sistema de corte</i>	20
Tabla 5 <i>Ventajas y desventajas de la alternativa 3 del sistema de corte</i>	21
Tabla 6 <i>Matriz de decisión de las alternativas de solución para el mecanismo de corte automático</i>	22
Tabla 7 <i>Ventajas y desventajas de la alternativa 1 del sistema de dispensación</i>	23
Tabla 8 <i>Ventajas y desventajas de la alternativa 2 del sistema de dispensación</i>	24
Tabla 9 <i>Ventajas y desventajas de la alternativa 3 del sistema de dispensación</i>	25
Tabla 10 <i>Matriz de decisión de las alternativas de solución para el método de dispensación</i>	26
Tabla 11 <i>Costos de componentes electrónicos</i>	53
Tabla 12 <i>Costos de componentes mecánicos</i>	54
Tabla 13 <i>Costos operativos</i>	55
Tabla 14 <i>Costos totales</i>	55
Tabla 15 <i>Análisis la sostenibilidad del proyecto con un horizonte de 5 años</i>	56
Tabla 16 <i>Indicadores económicos del país</i>	56
Tabla 17 <i>Indicadores clave de rentabilidad del proyecto VAN, TIR, y TIRM</i>	57

Índice de planos

- PLANO 1 Explotado general
- PLANO 2 Dispensador de anticuerpos
- PLANO 3 Soporte rueda p1
- PLANO 4 Soporte rueda p2
- PLANO 5 Soporte rueda p3
- PLANO 6 Rueda
- PLANO 7 Soporte agujas
- PLANO 8 Soporte motor
- PLANO 9 Base
- PLANO 10 Tapa

Capítulo 1

1.1 Introducción

Los anticuerpos monoclonales son proteínas creadas para unirse a antígenos específicos, activando el sistema inmunológico contra agentes patógenos, lo que facilita su uso en múltiples aplicaciones médicas, como en pruebas diagnósticas para la detección de enfermedades como lo son tipificar muestras de sangre, en kits de embarazo o para COVID-19 [1]. Por esta razón, los anticuerpos monoclonales se han convertido en componentes esenciales en muchas pruebas de diagnóstico, como los ensayos de flujo lateral, en donde se obtienen los resultados del análisis de una muestra en un periodo corto de tiempo además de ser una prueba simple, confiable y económica [2].

Las pruebas de flujo lateral son dispositivos de diagnóstico de punto de atención basados en papel. Son sencillas, rápidas y ofrecen resultados en poco tiempo, entre 5 a 15 minutos, lo que las hace versátiles en diversas aplicaciones clínicas y de laboratorio, utilizándose para el estudio y la medición de biomarcadores en zonas de interés [3].

En el contexto académico, para la elaboración de los test de flujo lateral, los laboratorios de investigación a menudo emplean pipetas y distribuyen los anticuerpos de forma manual en las láminas debido a la inaccesibilidad de dispensadores para anticuerpos lo que conlleva a que la dispensación efectuada por experimentadores pueda provocar una alteración o heterogeneidad en la distribución de anticuerpos a causa de una dispensación dispar debido a la intervención humana [4]. Dado que los resultados inexactos pueden llevar a diagnósticos erróneos y afectar la confiabilidad de los ensayos.

La automatización en la dispensación de anticuerpos no solo permite una mayor precisión, sino que ayuda a reducir el volumen de desechos y maximizar el uso de reactivos costosos. Por ejemplo, dispositivos como FlexDrop Plus permiten una dispensación del reactivo a nivel de nanolitros, lo cual aumenta la eficiencia y fiabilidad en comparación con métodos manuales reduciendo errores y tiempo de preparación [5].

Por lo tanto, es necesario desarrollar un dispositivo de dispensación de bajo costo y automatizado para la elaboración de pruebas de flujo lateral en el laboratorio de biomedicina de ESPOL sean aún más accesibles y fiables, mejorando la reproducibilidad de los resultados y disminuyendo los periodos de preparación.

1.2 Descripción del Problema

En el laboratorio de biomedicina de la ESPOL, la colocación manual de anticuerpos en láminas de flujo lateral es un proceso ineficiente y propenso a errores humanos, ya que actualmente, el personal de laboratorio realiza esta acción de manera manual al suministrar los anticuerpos por medio del uso de pipetas. La dispensación manual presenta varias áreas propensas a errores, incluyendo el ángulo de pipeteo incorrecto, el uso de pipetas no calibradas o en mal estado, y un mal manejo de líquidos viscosos o volátiles, estos factores pueden conducir a resultados inconsistentes, falta de precisión y tiempos de análisis extendidos [6].

Adicionalmente, se utilizan tijeras para cortar y una regla para medir las láminas, lo que consume tiempo y también aumenta el riesgo de que se encuentre fuera de las especificaciones de diseño. Los métodos manuales de corte y medición pueden presentar varias limitaciones de precisión debido a factores como el ángulo de visualización y la habilidad del operador, utilizar estas herramientas dependen de la destreza del usuario, lo que puede llevar a desviaciones en el tamaño y forma requeridos, aumentando el riesgo de no cumplir con las especificaciones de diseño [7].

Por último, los dispositivos comerciales para automatizar este proceso son, en su mayoría, muy costosos, lo que limita su adquisición por parte del laboratorio. Por ejemplo, ALFRD de Claremont Bio tiene un precio de aproximadamente \$7,500 para un paquete básico y \$9,985 para un paquete completo en el que se incluyen accesorios [8].

1.3 Justificación del Problema

Se requiere desarrollar un prototipo de bajo costo, generando modelos CAD para tecnología de impresión 3D, que permita la dispensación precisa de anticuerpos y a su vez un sistema de corte automático que permita cortar la membrana.

La impresión 3D ofrece la posibilidad de fabricar productos personalizados y complejos de manera rápida y económica, basado en un modelo CAD. Este enfoque permite la creación de formas únicas que se adapten a las necesidades específicas requeridas [9].

Los procedimientos manuales suelen ser menos exactos y consistentes debido a elementos humanos, como la variación en la técnica o la interpretación personal del trabajador, lo que puede provocar variaciones en los resultados. Por otro lado, los sistemas automatizados proporcionan una precisión y reproducibilidad superiores a través de mecanismos regulados que suprimen la subjetividad del trabajador y potencian la trazabilidad y eficiencia del proceso [10].

Sistemas como el I.DOT Non-contact Dispenser mejoran la precisión y la reducen el tiempo de preparación de muestras, proporcionando un flujo de trabajo más eficiente y reduciendo errores comunes como el uso excesivo de reactivos y la pérdida de material. Este dispositivo ha demostrado ser eficaz para la dispensación precisa y rápida de anticuerpos, con menores tasas de error y mejor control de calidad que los métodos manuales [11].

Por lo tanto, el dispositivo a construir no solo mejoraría la precisión y la reproducibilidad de los resultados, sino que también optimizaría el tiempo del personal y reduciría el contacto directo de forma manual con la membrana, permitiéndoles centrarse en actividades de mayor valor en la investigación dentro del laboratorio.

1.4 Objetivos

1.4.1 *Objetivo general*

Desarrollar un prototipo de dispensación precisa de anticuerpos en láminas de flujo lateral mediante tecnología de impresión 3D, servomotores y control electrónico, con el fin de mejorar la eficiencia, precisión y reproducibilidad en la elaboración de pruebas de flujo lateral.

1.4.2 *Objetivos específicos*

1. Diseñar un mecanismo de corte automático en el dispositivo que permita realizar cortes precisos a una distancia definida sobre la lámina de flujo lateral, de manera repetitiva, una vez completada la dispensación de los anticuerpos, garantizando la uniformidad en cada corte.
2. Diseñar un circuito electrónico para controlar con precisión las distancias de avance y corte de las láminas en el proceso de flujo lateral, garantizando exactitud, calidad consistente, eficiencia operativa y sincronización adecuada.
3. Diseñar de una interfaz de usuario intuitiva que permita el monitoreo y control eficientes del dispositivo de dispensación de láminas de flujo lateral, mejorando la usabilidad y optimizando el proceso.
4. Implementar pruebas para calibración y uso adecuado del dispositivo de dispensación.

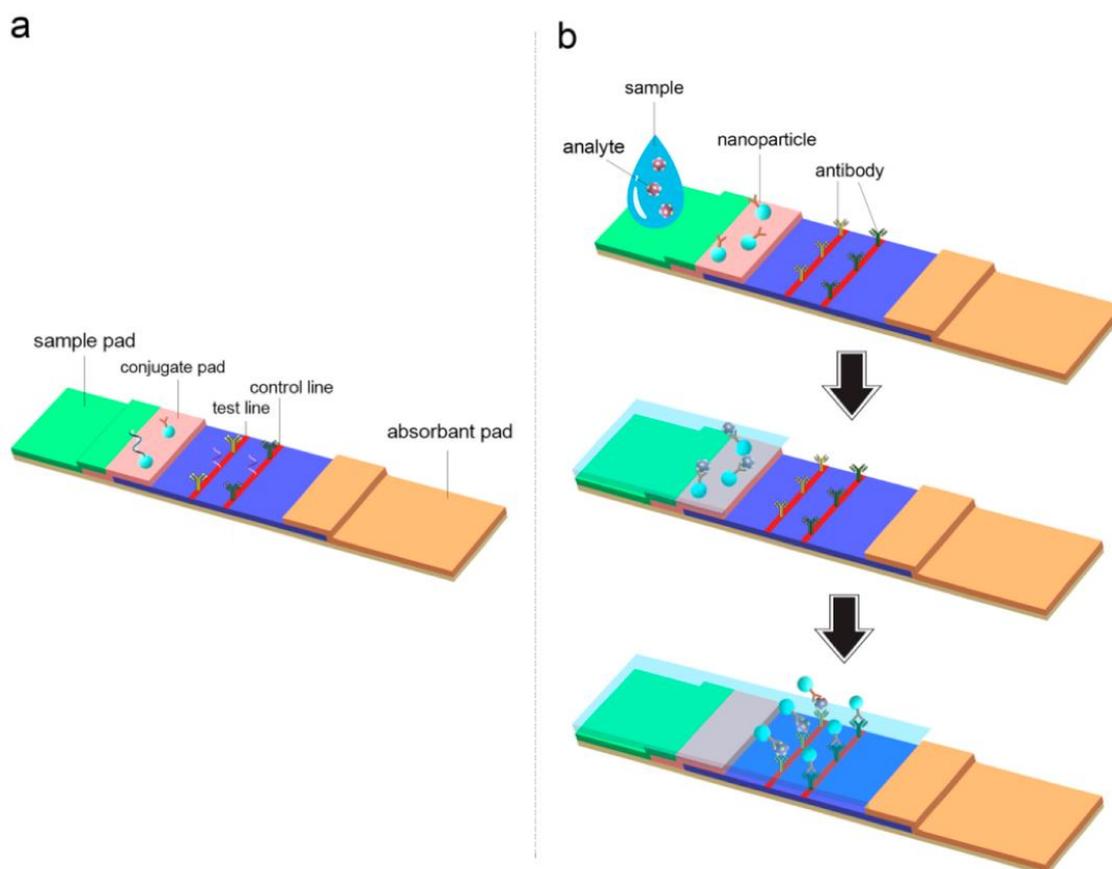
1.5 Marco teórico

1.5.1 Ensayo de flujo lateral

Un ensayo de flujo lateral, LFA por sus siglas en inglés, es un método de diagnóstico portátil que utiliza una plataforma de papel y está diseñado para detectar y cuantificar de manera rápida biomarcadores específicos en diversas muestras biológicas, como sangre, saliva u orina. Este procedimiento funciona al permitir que una muestra líquida se desplace a lo largo de una tira que contiene múltiples zonas donde se han inmovilizado reactivos específicos, como anticuerpos o sondas de ADN. A medida que los biomarcadores de interés avanzan y llegan a estas zonas, se unen a los reactivos, generando una señal óptica generalmente visible en forma de líneas que indica la presencia o ausencia del biomarcador en cuestión. Este método es ampliamente utilizado debido a su simplicidad, bajo costo y capacidad para proporcionar resultados rápidos sin necesidad de equipos especializados [3].

Figura 1.1

Secciones del dispositivo para ensayos de flujo lateral



En la Figura 1.1 se puede observar que en (a), se presentan las diferentes secciones del dispositivo, que incluyen la almohadilla para muestras, la almohadilla de conjugado, las líneas de control y prueba, y la almohadilla absorbente. En (b), se describe cómo comienza el ensayo al añadir una muestra líquida, donde los analitos objetivos se unen específicamente a las sondas de detección con nanopartículas. A medida que la muestra fluye, el complejo de analitos y nano etiquetas se adhiere a la sonda de captura en la línea de prueba, indicando un resultado positivo, y en la línea de control, que confirma la validez del ensayo [3]

1.5.2 Anticuerpos monoclonales

Los anticuerpos monoclonales, MAb por sus siglas en inglés, son proteínas inmunológicas producidas artificialmente en el laboratorio, diseñadas para unirse específicamente a antígenos presentes en la superficie de células. Funcionan de manera similar a los anticuerpos que nuestro organismo produce naturalmente, ya que pueden activar el sistema inmunitario para combatir agentes patógenos como virus, bacterias y células cancerosas. Gracias a esta capacidad de dirigirse a antígenos específicos, los anticuerpos monoclonales tienen un amplio abanico de aplicaciones médicas. Se utilizan en terapias dirigidas para tratar enfermedades como el cáncer y trastornos autoinmunes, y también son fundamentales en pruebas diagnósticas, incluyendo análisis de sangre y test de embarazo [1].

1.1.1 Membrana de nitrocelulosa

Una membrana de nitrocelulosa es un material poroso que se utiliza ampliamente en métodos de detección y análisis biológico, como en tiras inmunocromatográficas y pruebas de transferencia Western. Estas membranas permiten la adsorción eficiente de proteínas y anticuerpos, lo que facilita la unión específica y la visualización de antígenos. Gracias a sus propiedades de retención y compatibilidad con marcadores como el oro coloidal, las membranas de nitrocelulosa se emplean en técnicas rápidas y precisas para detectar la presencia de virus, proteínas, y otras biomoléculas en muestras biológicas [2].

1.5.2 Manufactura aditiva FDM

La fabricación aditiva mediante Modelado por Deposición Fundida, FDM por sus siglas en inglés, es un proceso de producción digital que emplea filamentos termoplásticos calentados hasta un estado semisólido y depositados capa a capa sobre una plataforma de construcción. El

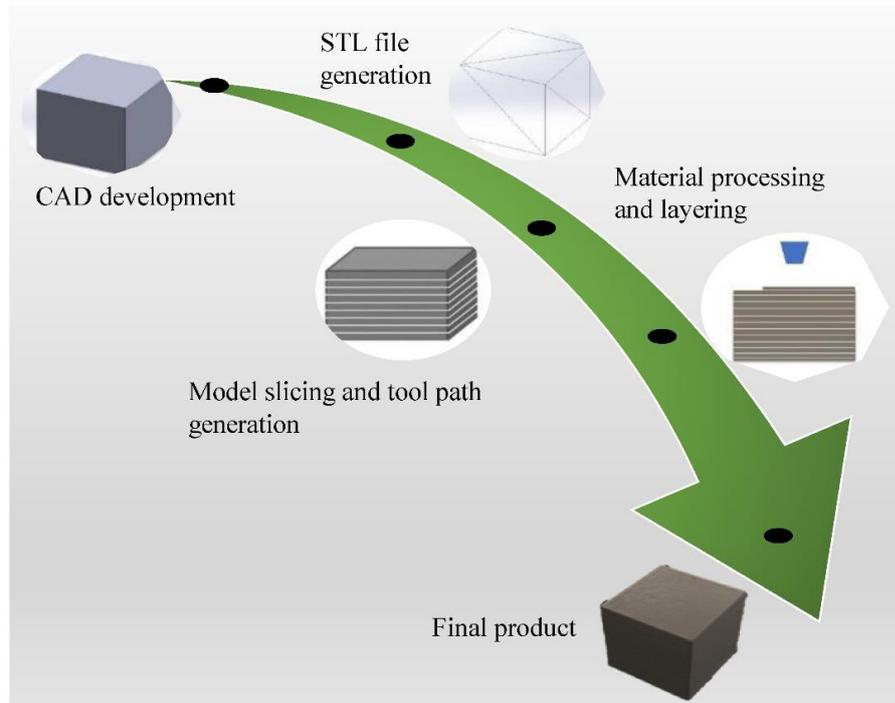
material es extruido a través de una boquilla que sigue un recorrido establecido por un archivo CAD, formando capas sucesivas que, al solidificarse, crean el objeto final. Este método involucra parámetros clave como la temperatura de la boquilla, la temperatura de la base, la velocidad de extrusión y la altura de las capas, los cuales influyen en la calidad y en las propiedades mecánicas del objeto impreso [13].

Esta tecnología ha demostrado ser particularmente útil en la producción de dispositivos especializados, como equipos dispensadores, que requieren precisión y personalización. Un ejemplo destacado es el dispensador de anticuerpos de bajo costo presentado por Han y Shin [4], que fue fabricado mediante FDM. Este dispositivo se diseñó para optimizar la producción de tiras de flujo lateral, un tipo de prueba diagnóstica que ha ganado relevancia en el ámbito médico, especialmente durante la pandemia de COVID-19. El uso de la impresión 3D permitió no solo reducir significativamente los costos, sino también proporcionar una solución accesible para laboratorios y entornos de investigación que no pueden invertir en equipos comerciales costosos, que suelen oscilar entre varios miles de dólares.

El dispensador 3D se beneficia de la versatilidad del FDM, que permite ajustar parámetros como el diseño de las piezas, la velocidad de impresión y la elección de materiales termoplásticos para mejorar el rendimiento y la durabilidad del equipo. Además, el diseño modular y personalizable facilita la incorporación de múltiples agujas para la dispensación simultánea de reactivos, una característica que sería difícil y costosa de lograr con métodos de fabricación tradicionales. Este enfoque no solo aumenta la eficiencia, sino que también garantiza la reproducibilidad y precisión en la dispensación de anticuerpos, factores críticos en la producción de tiras de flujo lateral fiables [4].

Figura 1.2

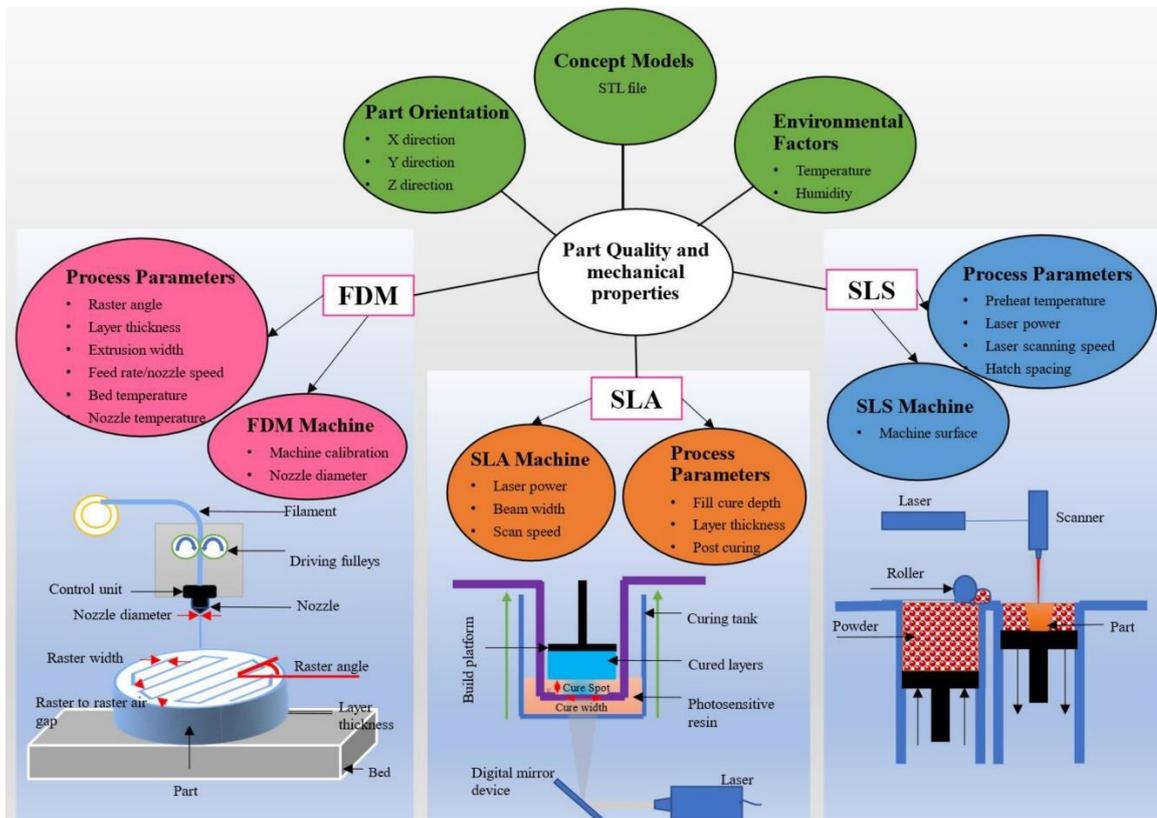
Flujo de trabajo para manufactura aditiva [13]



La Figura 1.2 representa el flujo de trabajo en manufactura aditiva, desde el diseño en CAD y la generación del archivo STL, hasta la segmentación del modelo y la deposición de capas para obtener el producto final.

Figura 1.3

Parámetros básicos que se deben considerar en la manufactura aditiva por FDM (izquierda), SLA (centro) y SLS (derecha) [13]



La Figura 1.3 muestra los parámetros básicos para la manufactura aditiva mediante FDM a la izquierda, SLA en el centro y SLS a la derecha, destacando variables de proceso como temperatura y velocidad, características de las máquinas y factores ambientales que influyen en la calidad final de las piezas.

1.5.3 Funcionamiento de un dispensador de anticuerpos para láminas de flujo lateral

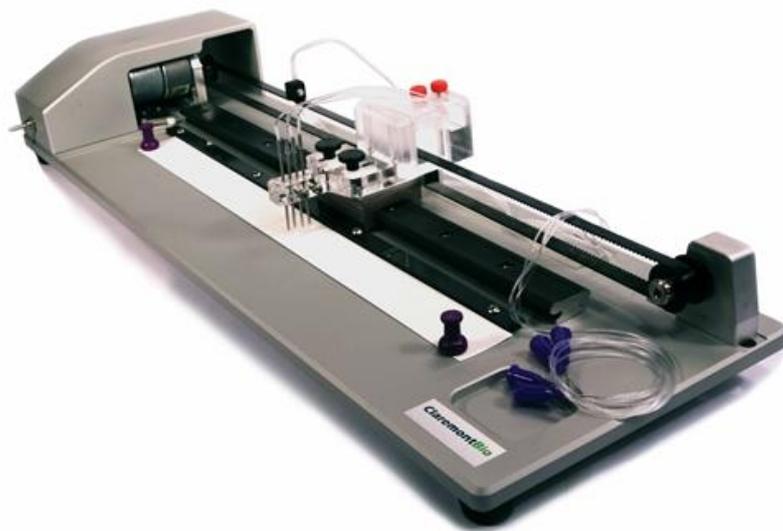
El dispensador de anticuerpos para láminas de flujo lateral [8], es ideal para su uso en laboratorios de investigación y en producción a pequeña escala. A diferencia de los modelos comerciales costosos, este dispositivo utiliza piezas impresas en 3D y componentes electrónicos asequibles, lo que reduce considerablemente los gastos de fabricación. [4]

El funcionamiento se basa en mover la membrana de nitrocelulosa mientras la aguja dispensadora permanece fija. Este enfoque mejora la precisión al mantener un contacto constante y uniforme entre la aguja y la membrana, eliminando las inconsistencias que pueden surgir con la intervención humana. Además, una ranura guía de 0.5 mm asegura que la membrana se mantenga correctamente alineada, evitando desviaciones que podrían afectar la exactitud de las líneas dispensadas. [4]

El método de dispensación es pasivo, aprovechando la fuerza capilar de los poros de la membrana de NC para distribuir el líquido de manera uniforme, sin necesidad de sistemas de bombeo adicionales. Esto simplifica el proceso y asegura una aplicación precisa de los anticuerpos. Sin embargo, es importante ajustar tanto el diámetro de la aguja como la velocidad de desplazamiento de la membrana. El diámetro de la aguja afecta el ancho de las líneas, mientras que un potenciómetro controla la velocidad de la membrana, permitiendo optimizar la dispensación según las necesidades específicas. [4]

Figura 1.4

Dispensador automático de reactivos de flujo lateral ALFRD [8]



Como ejemplo, en la Figura 1.4, se tiene ALFRD el cual cuenta con un diseño flexible, permitiendo la instalación de múltiples agujas para dispensar diferentes reactivos

simultáneamente. Esto es particularmente útil en la creación de tiras de flujo lateral complejas que requieran líneas de captura y control, aumentando la eficiencia sin necesidad de modificar el equipo. En conjunto, este dispensador ofrece una alternativa accesible y funcional para el desarrollo de tiras de flujo lateral, proporcionando una distribución precisa y uniforme de los reactivos, algo fundamental para obtener resultados fiables en ensayos inmunológicos. [4]

Capítulo 2

2. Metodología.

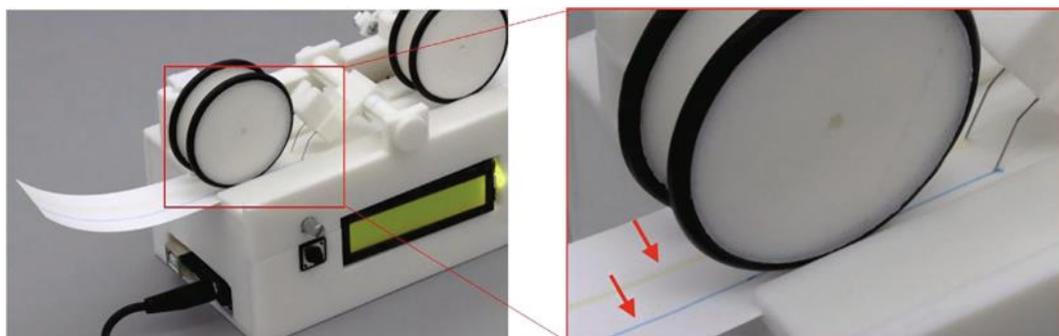
2.1 Características del prototipo existente

El presente proyecto se fundamenta en un prototipo basado en el artículo [4], cuyo diseño se ilustra en la figura 2.1. Este prototipo corresponde a un dispensador de anticuerpos empleado en la fabricación de tiras de flujo lateral y se caracteriza por ofrecer las siguientes funciones y características:

- Generalmente, los dispensadores de anticuerpos comerciales operan desplazando las agujas dispensadoras sobre la superficie de la membrana. Sin embargo, en este diseño la membrana es la que se desplaza, lo que permite trabajar con longitudes no limitadas, mientras que las agujas permanecen en una posición fija. A medida que la membrana se mueve, la aguja que contiene los anticuerpos en su interior entra en contacto con la superficie de la membrana dispensando el reactivo de manera pasiva.
- El prototipo cuenta con dos ruedas a las que se le añade anillos de goma que, mediante el uso de motores, se emplean para deslizar la membrana a lo largo de la base del prototipo.
- Los poros que contiene la membrana generan una fuerza capilar que permite al líquido ser absorbido desde la punta de la aguja. Gracias a este fenómeno, el dispensador funciona sin necesidad de incorporar mecanismo de bombeo.
- El ancho de la línea generada depende de dos parámetros operativos: el diámetro de la aguja y la velocidad de desplazamiento de la membrana, además la resistencia al flujo dentro de la aguja está inversamente relacionada con su diámetro.

Figura 2.1

Dispensador de Anticuerpos de Bajo Costo [4]



2.2 Requerimientos de diseño

Para establecer los requerimientos de diseño para la construcción, se realizaron reuniones con el cliente, cuyos resultados se presentan en la Tabla 1.

Tabla 1

Requerimientos de diseño

Requerimientos de diseño	Descripción
Mecánicos	<ul style="list-style-type: none"> • Debe ser adaptado para las dimensiones de la membrana que utilizan en el laboratorio. • Debe incluir un mecanismo de corte automático. • Debe incluir un sistema de dispensación automático.
De control	<ul style="list-style-type: none"> • Control de las distancias de avance y corte, abrir y cerrar la válvula de suministro de los anticuerpos. • Control manual de la velocidad de avance de la membrana de nitrocelulosa.

2.3 Criterios para la selección de las alternativas de solución

Para establecer las alternativas de solución primero se definieron los parámetros más importantes a considerarse para el planteamiento de las diferentes alternativas de solución, véase la Tabla 2.

- Tiempo de operación: El tiempo que tarda el dispositivo en realizar la dispensación de anticuerpos monoclonales y los cortes automáticos. Se espera que sea lo mínimo posible.
- Disponibilidad de los recursos: Se busca que los componentes u repuestos se puedan adquirir con facilidad.
- Proceso automatizado: El proceso debe ser automático sin necesidad de intervención humana a lo largo de la dispensación y corte automático evitando la manipulación manual sobre la membrana.
- Tamaño: La dimensión del dispositivo no debe ser tan grande.
- Facilidad de operación: El dispositivo debe ser de fácil operación e intuitivo para los miembros del laboratorio.

Tabla 2

Criterios de selección para la solución

Importancia	Criterio	Peso relativo	Porcentaje (%)
1	Tiempo de operación	4	30.76
2	Proceso automatizado	3	23.08
3	Disponibilidad de los recursos	2.5	19.23
4	Tamaño	2	15.38
5	Facilidad de operación	1.5	11.55
Peso Total		13	100

En base a los objetivos planteados en el capítulo 1, se definen las siguientes alternativas de solución para las correspondientes funcionalidades:

2.3.1 Alternativas para el mecanismo de corte automático

Alternativa 1

Implementar un sistema de corte similar a una guillotina, dado que se debe cortar una superficie plana se busca implementar un corte por medio de presión de una hoja afilada del tamaño de la membrana, véase la Figura 2.2, además en la Tabla 3 se detallan las ventajas y desventajas de esta alternativa de solución.

Figura 2.2

Boceto de la alternativa 1 para el mecanismo de corte automático

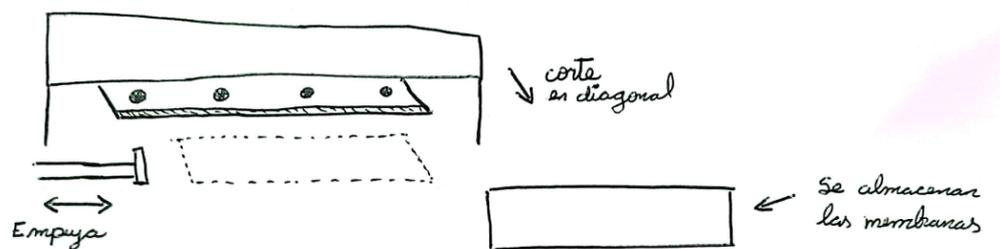


Tabla 3

Ventajas y desventajas de la alternativa 1 del sistema de corte

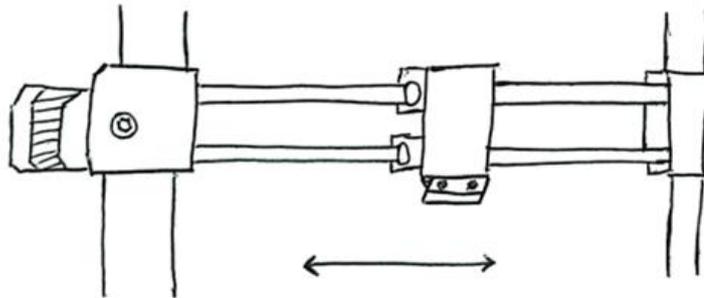
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • La guillotina tiene un diseño mecánico sencillo de implementar. • Se puede adaptar a diferentes tamaños de membranas al ajustar la longitud de la hoja. • Requiere mantenimiento básico como afilar la hoja y lubricar partes móviles.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Requiere afilado o reemplazo periódico de la hoja afilada. • Requiere una mayor fuerza para realizar el corte. • Menos eficiente si la membrana es muy gruesa. • Ruido y vibración. • Requiere un espacio considerable.

Alternativa 2

Implementar un sistema de corte con una cuchilla montada en un porta-cuchillas que se desplaza horizontalmente a lo largo de la membrana mediante un motor paso a paso, una varilla roscada y una varilla pulida como guía. Para cortar a la distancia requerida por el cliente, se calibrará la distancia angular recorrida y se añadirá un sistema de control retroalimentado por dos sensores láser fijos, véase la Figura 2.3, además en la Tabla 4 se detallan las ventajas y desventajas de esta alternativa de solución.

Figura 2.3

Boceto de la alternativa 2 para el mecanismo de corte automático

**Tabla 4**

Ventajas y desventajas de la alternativa 2 del sistema de corte

Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Flexibilidad en el corte. • Alta precisión. • Corte suave y uniforme. • Automatización sencilla. • Menor desgaste mecánico general. • Compacto y modular.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Velocidad limitada dependiendo del paso de la varilla roscada. • Desgaste de la cuchilla. • Mayor mantenimiento a los componentes mecánicos y electrónicos. • Requiere un diseño más elaborado con alineación precisa.

Alternativa 3

Implementar un sistema de corte con una tijera que realiza un corte tipo cizalla en la membrana. Uno de los extremos de la tijera estará fijo, mientras que el otro extremo se desplazará mediante un sistema de biela-manivela-correa, véase la Figura 2.4, además en la Tabla 5 se detallan las ventajas y desventajas de esta alternativa de solución.

Figura 2.4

Boceto de la alternativa 3 para el mecanismo de corte automático

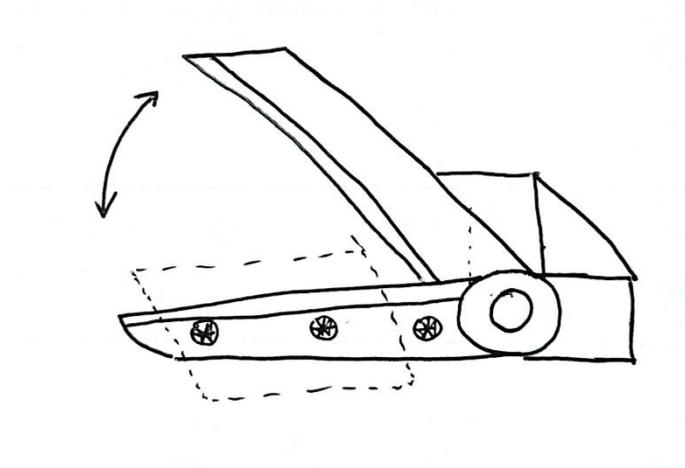


Tabla 5

Ventajas y desventajas de la alternativa 3 del sistema de corte

Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicidad del diseño. • Bajo costo de mantenimiento. • Adaptabilidad.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Vibraciones. • Probabilidad de que se desequilibre. • Riesgo de atascos. • Requiere un espacio considerable.

Tabla 6

Matriz de decisión de las alternativas de solución para el mecanismo de corte automático

Criterio	Tiempo de operación	Disponibilidad de los recursos	Proceso automatizado	Tamaño	Facilidad de operación	Total
Peso	4	2.5	3	2	1.5	13
Porcentaje	30,76%	19.23%	23,08%	15,38%	11.55%	100%
Alternativa 1	7	7	8	7	8	7.35
Alternativa 2	9	8	8	9	8	8.46
Alternativa 3	6	7	8	7	7	6.92

Con base a los resultados obtenidos en la Tabla 6, se determina que la alternativa 2 es la más factible entre las tres propuestas. Esta decisión se fundamenta en que dicha alternativa ofrece el tiempo de operación más rápido, los recursos necesarios son de fácil adquisición y su tamaño es menor en comparación con las otras opciones de solución.

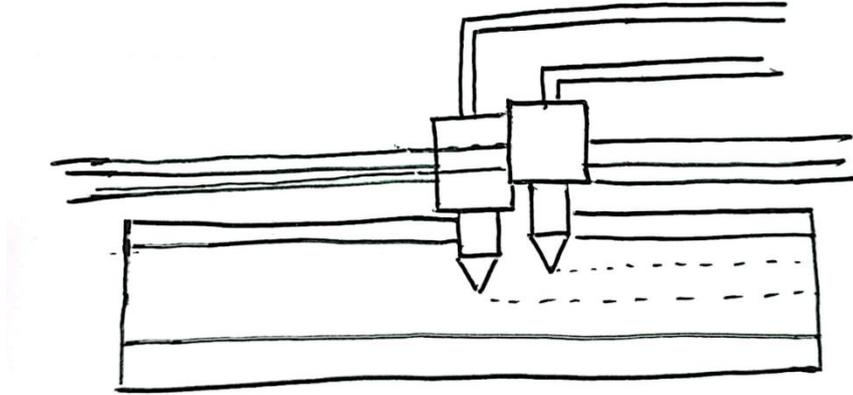
2.3.2 Alternativas para el método de dispensación

Alternativa 1

Utilizar el sistema de inyección de material de la tecnología de impresión 3D dado que proporciona un excelente nivel de detalle y una gran precisión, véase la Figura 2.5, además en la Tabla 7 se detallan las ventajas y desventajas de esta alternativa de solución.

Figura 2.5

Boceto de la alternativa 1 para el método de dispensación

**Tabla 7**

Ventajas y desventajas de la alternativa 1 del sistema de dispensación

Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Alta precisión. • Uniformidad en cada operación. • Control avanzado. • Material depositado con precisión.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Costo elevado. • Complejidad de configuración. • Sensibilidad de condiciones ambientales. • Mantenimiento especializado.

Alternativa 2

Utilizar 2 agujas de jeringas las cuales deben ser dobladas a 45 grados e insertarlas en un soporte para agujas, con el fin de mantenerlas estáticas, las cuales dispensarán los anticuerpos monoclonales de manera pasiva aprovechando que los poros de la membrana generan una fuerza capilar para absorber el líquido de la punta de la aguja sin necesidad de un sistema de bombeo,

véase la Figura 2.6, además en la Tabla 8 se detallan las ventajas y desventajas de esta alternativa de solución.

Figura 2.6

Boceto de la alternativa 2 para el método de dispensación

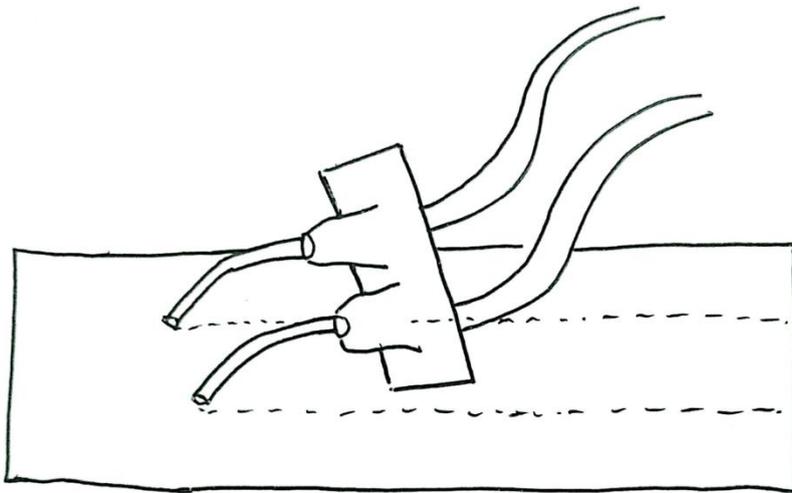


Tabla 8

Ventajas y desventajas de la alternativa 2 del sistema de dispensación

Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicidad del sistema. • Reducción del consumo energético. • Precisión natural en la dosificación. • Bajo costo. • Facilidad de implementación. • Tamaño compacto.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Dependencia de la capilaridad. • Riesgo de bloqueo si no se cambian. • Fijación estática. • Fragilidad de las agujas.

Alternativa 3

Utilizar las puntas de bolígrafo para realizar la dispensación, la bola de acero contenida en la punta de la tinta mantiene los anticuerpos en ella hasta que la bola rueda sobre la membrana generando el depósito de los anticuerpos. véase la Figura 2.7, además en la Tabla 9 se detallan las ventajas y desventajas de esta alternativa de solución.

Figura 2.7

Boceto de la alternativa 3 para el método de dispensación

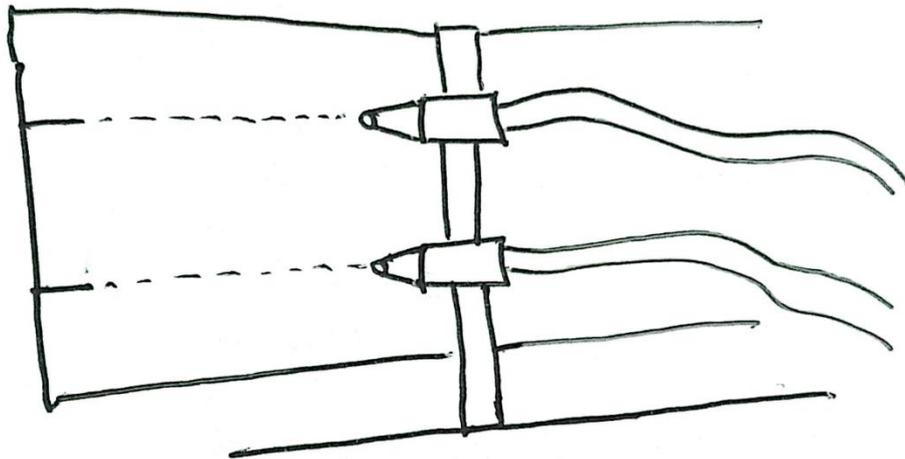


Tabla 9

Ventajas y desventajas de la alternativa 3 del sistema de dispensación

Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Dispensación precisa y uniforme. • Durabilidad. • Portabilidad y compactación.
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Limitación de viscosidad. • Riesgo de secado o bloqueo. • Dependencia del contacto. • Dificultad de calibración. • Potencial de contaminación.

Tabla 10

Matriz de decisión de las alternativas de solución para el método de dispensación

V	Tiempo de operación	Disponibilidad de los recursos	Proceso automatizado	Tamaño	Facilidad de operación	Total
Peso	4	2.5	3	2	1.5	13
Porcentaje	30,76%	19.23%	23,08%	15,38%	11.55%	100%
Alternativa 1	9	7	9	7	8	8.19
Alternativa 2	9	9	8	9	8	8.65
Alternativa 3	6	7	8	8	7	6.92

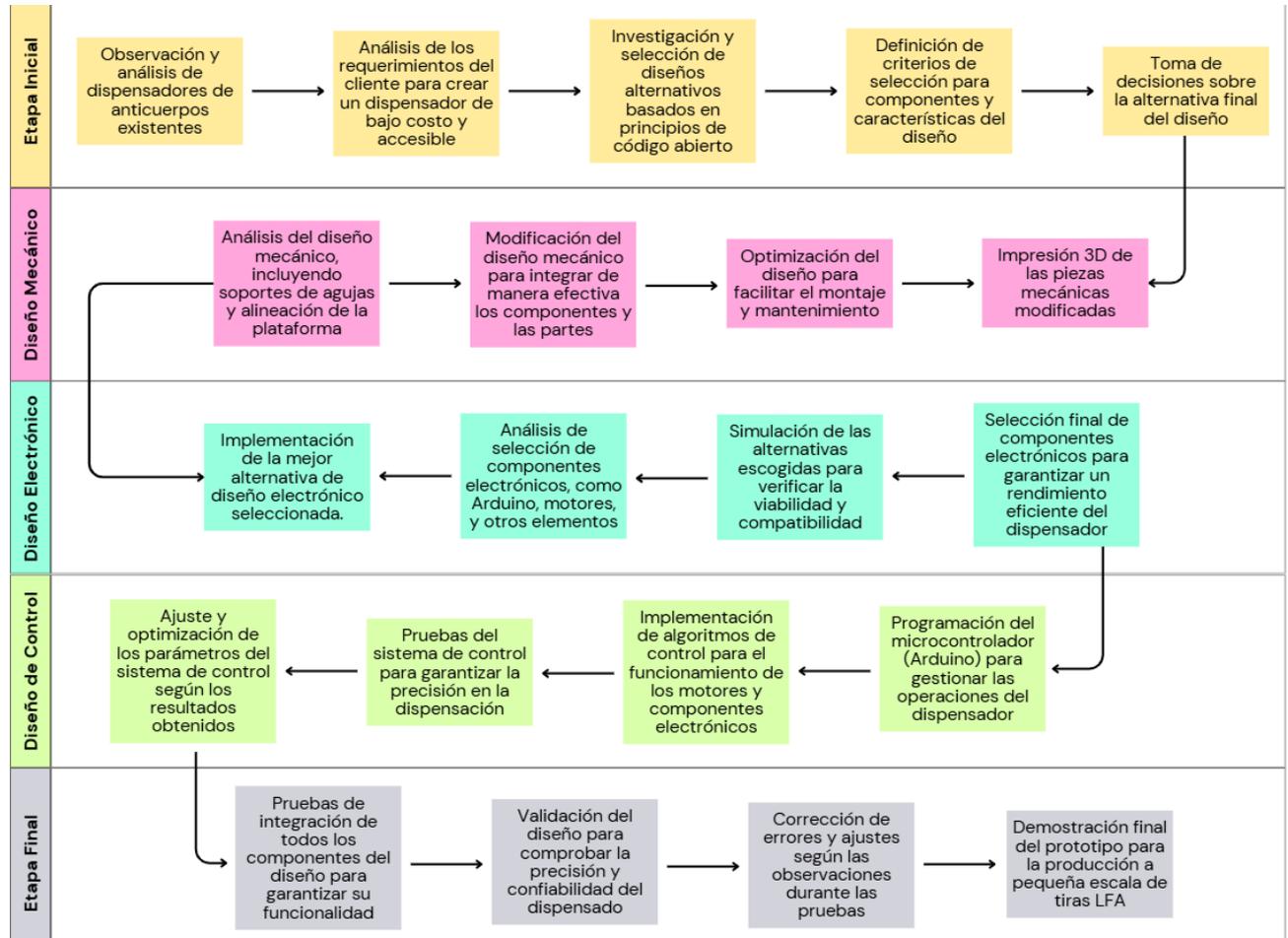
Con base a los resultados obtenidos en la Tabla 10, se opta por implementar la alternativa 2 dado que las agujas son de menor tamaño y de fácil operación y adquisición.

2.4 Proceso de diseño

En la Figura 2.8 se muestra la metodología de diseño que se seguirá para la construcción tomando en cuenta los requerimientos del cliente y los objetivos planteados.

Figura 2.8

Proceso de diseño



2.5 Diseño conceptual

El diseño del que se basó nuestro proyecto parte del prototipo del artículo [4] el cual se puede observar en la Figura 2.1 para el cual se toman como referencia las alternativas de soluciones ganadoras para adaptar su funcionamiento a los requerimientos de los usuarios.

Las membranas que utilizan en el laboratorio de biomedicina de ESPOL son mucho más anchas que las tiras utilizadas en el prototipo base. Además de utilizar sensores que permitan la detección del desplazamiento que tiene la membrana y poder realizar un cambio de dirección para pasar de modo dispensación a modo corte.

Los cortes se deben realizar a una medida específica por lo que se debe utilizar un sensor capaz de medir la distancia necesario para efectuar los cortes necesarios sobre toda la membrana.

Se debe crear una interfaz de usuario, que le indique al usuario en que parte del proceso se encuentra y cuando se pase entre el modo de corte y el modo de dispensación. Además, para detener el flujo de los anticuerpos monoclonales se utilizarán servomotores que cierren las válvulas de tres vías del sistema de dispensación.

Se agregan motores paso a paso para el movimiento lineal del sistema de corte y el movimiento de los motores que hacen girar las ruedas que mueven la membrana.

Estas son las mejoras que se propusieron al modelo base con el fin de cumplir con los objetivos del proyecto y los requerimientos del cliente.

2.6 Parámetros de diseño mecánico

Los parámetros por tomar en cuenta para el diseño mecánico se basan en las dimensiones de la membrana de nitrocelulosa para ensayos de flujo lateral mostrados en la Figura 2.9, en la figura inferior representa la porción cortada de la membrana, de la cual se obtienen 75 unidades segunda las medidas otorgadas. Esta es la membrana base para modificar las dimensiones del prototipo base, véase Figura 2.1.

2.6.2 Ruedas

Las ruedas son parte esencial del prototipo ya que son las encargadas de realizar el movimiento lineal de la membrana a lo largo de la base. Se optó por modificar la separación entre ambas ruedas en una distancia proporcional a la modificación del ancho de la base tomando en cuenta que estas se van a apoyar en la parte de apoyo de la membrana, se toman como referencia estar entre el espacio de 1 cm de la parte superior e inferior.

2.6.3 Sistema de dispensación

Luego de evaluar las propuestas de solución con respecto a la forma de dispensación se decidió por mantener el sistema de 2 agujas las cuales estarán centradas en el centro de la base superior separadas a una distancia de 0.5 cm entre ellas y a una distancia de 1 cm del comienzo y final de la membrana de nitrocelulosa.

Gracias al apoyo se puede ajustar esta distancia al momento de construir el prototipo colocando los soportes para las agujas a las distancias definidas en la Figura 2.3 para realizar las líneas de prueba.

2.6.4 Sistema de corte

Una vez analizadas las 3 propuestas de solución se opta por la más puntuada que corresponde a un sistema de corte con una cuchilla montada en un porta-cuchillas que se desplaza horizontalmente a lo largo de la membrana mediante un motor paso a paso, una varilla roscada y una varilla pulida como guía.

Tanto la varilla roscada y pulida se mantendrán fijas con una chumacera de piso y un soporte para eje acerado respectivamente, gracias a que parte del sistema de corte se mantiene fijo aseguramos el desplazamiento horizontal para el corte con la cuchilla y se disminuye

considerablemente las perturbaciones en el corte generadas por agentes externos como vibraciones bajas propias del lugar de colocación.

2.7 Parámetros de diseño electrónico

La selección de los parámetros de diseño electrónico se fundamentó en un análisis detallado de los requerimientos específicos proporcionados por el cliente y en entrevistas realizadas para entender sus expectativas y necesidades técnicas. Uno de los criterios clave solicitados fue la utilización de placas electrónicas open-source, lo cual facilita la accesibilidad, la replicación del diseño y la reducción de costos del proyecto.

Tras evaluar diversas opciones dentro del mercado de controladores open-source, se eligió Arduino como plataforma principal debido a su amplia disponibilidad, comunidad de soporte activa y compatibilidad con una variedad de periféricos y sensores.

Al realizar un análisis preliminar de los componentes electrónicos se detectó la necesidad de disponer de al menos 13 pines digitales y 3 entradas analógicas para cumplir con las funcionalidades requeridas del proyecto, como el control de motores y la adquisición de señales de entrada. Dentro de la familia de placas Arduino, la Arduino Uno destacó como la opción más adecuada, ya que cumple perfectamente con los requisitos técnicos, ofrece un balance óptimo entre funcionalidad y costo, y es ideal para prototipos y soluciones escalables. Además, su capacidad de programación sencilla y su soporte a nivel global la convierten en la mejor alternativa para proyectos que buscan rapidez y eficiencia en su implementación.

El movimiento de la membrana se logra mediante motores de reducción de 6V conectados al sistema por medio del controlador L298N. La velocidad de rotación de las ruedas es ajustable mediante un potenciómetro WH148, lo cual permite controlar la cantidad de anticuerpos dispensados. La precisión en la velocidad es crucial para definir el ancho de las líneas dispensadas.

El sistema incluye una pantalla LCD de 16x2 con I2C, que muestra en tiempo real los valores configurados del sistema, como la velocidad de operación del motor. Además, un botón de operación permite iniciar y avanzar con el proceso de dispensación y corte, adicional el dispositivo cuenta con un interruptor para apagar el circuito de fuerza.

2.8 Parámetros de diseño de control

El diseño de control del prototipo se diseñó para coordinar las operaciones de avance, retroceso, dispensado y corte de manera precisa y automatizada asegurando la sincronización y precisión de las tareas.

El control de las operaciones se basó en sensores que envían señales al controlador principal para coordinar las acciones de los motores y servomotores en las diferentes operaciones:

- El prototipo cuenta con dos motores de corriente continua ubicados en los extremos del sistema. Estos motores están conectados a ruedas que generan el movimiento de la membrana sobre la cual se dispensan los anticuerpos monoclonales. El avance y retroceso de la membrana se controla mediante señales de sensores que determinan las distancias específicas para cada operación.
- Servomotor del flujo de anticuerpos: Regula la apertura y cierre del flujo de anticuerpos hacia las agujas. Este servomotor abre el flujo al comenzar el dispensado y lo cierra al finalizar.

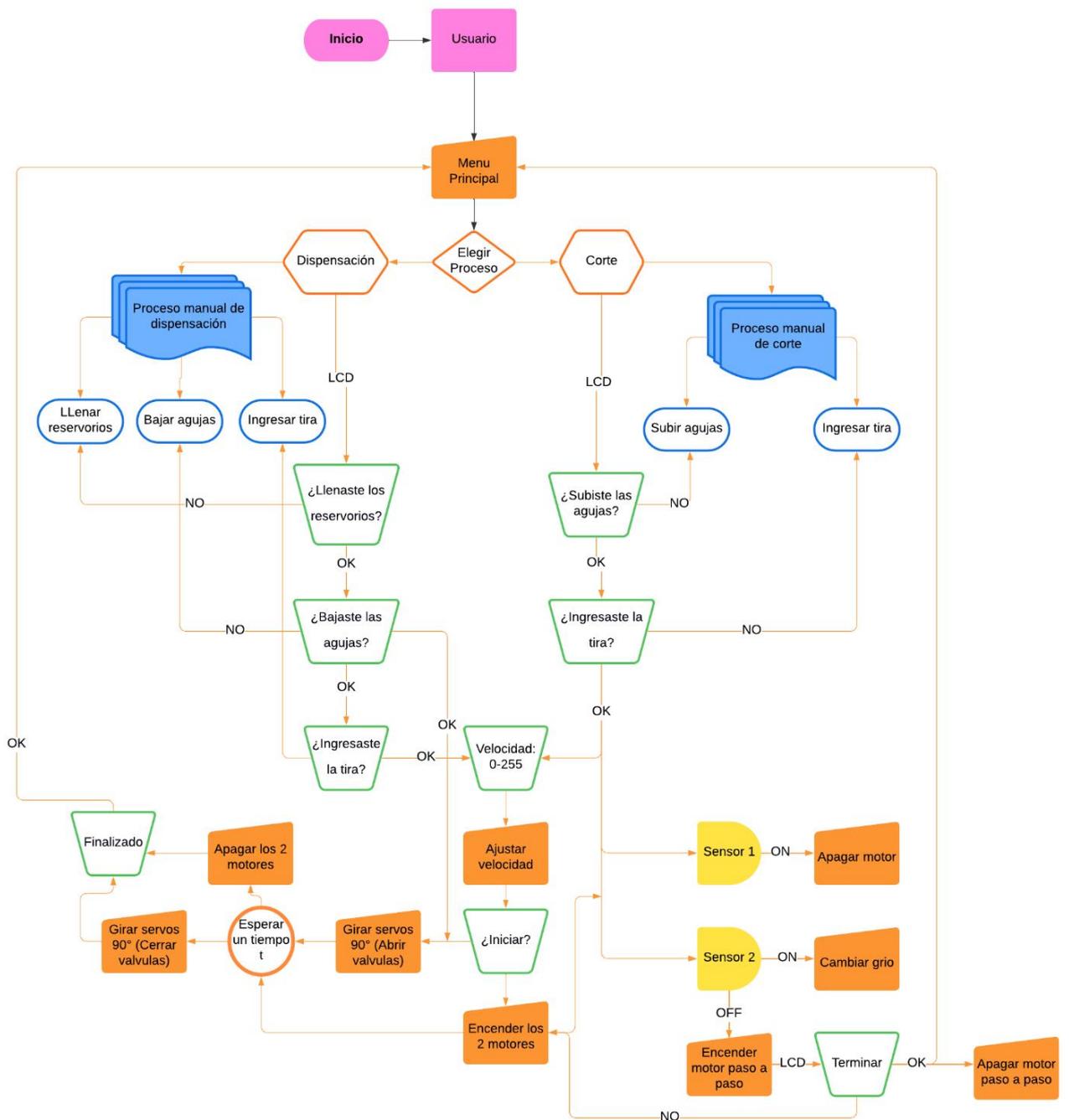
Así mismo se tiene un control manual de la velocidad a la que van los motores, esto se regula por medio de un potenciómetro y se muestra en una pantalla LCD el porcentaje de velocidad que tiene en el momento para poder fijarlo en un porcentaje que el usuario crea óptimo.

2.9 Programación

Para la programación del dispositivo se empleó el lenguaje propio del entorno de desarrollo Arduino IDE, dado que el sistema utiliza una placa Arduino como componente principal para la integración y control de los elementos electrónicos.

Figura 2.10

Diagrama de flujo



La Figura 2.10 muestra un diagrama de flujo del sistema de dispensación y corte automatizado para tiras de flujo lateral, en ella se detalla la interacción del usuario con el menú principal permitiendo elegir entre los procesos de dispensación y corte con validaciones en cada paso mediante un potenciómetro y una interfaz LCD, véase Apéndice D.

Capítulo 3

3. Resultados y análisis

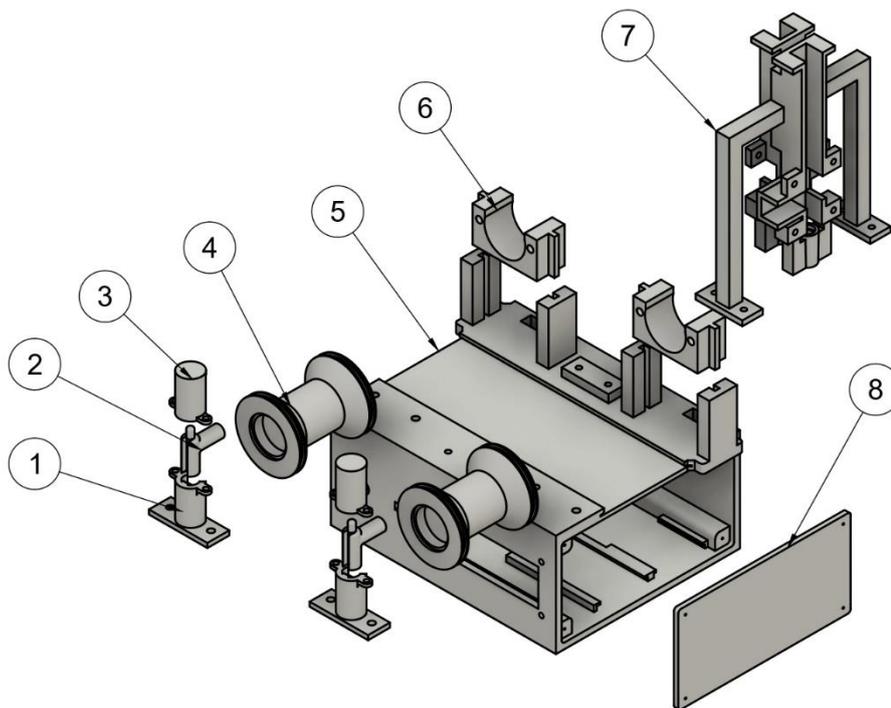
En este capítulo se presentan los modelos 3D con sus dimensiones y las impresiones realizadas del mecanismo diseñado para la dispensación de anticuerpos monoclonales. El sistema de dispensación está compuesto por ruedas que facilitan el movimiento de la membrana, una base estructural la cual encierra el espacio necesario para el cableado del sistema electrónico y control. Además, se incluyen un portaagujas el cual ya cuenta con la separación adecuada para trazar las líneas de los anticuerpos dispensados. Adicionalmente, El mecanismo de corte está conformado principalmente por un motor NEMA 17, una varilla roscada, un eje de acero, soportes, chumaceras y el carro. La rotación del motor se transmite a la varilla roscada, de modo que, al girar, esta va desplazando la tuerca unida al carro a lo largo del eje. Para garantizar la estabilidad del conjunto y reducir la fricción, el carro se desliza sobre un eje acerado con el apoyo de las chumaceras y soportes correspondientes. De esta manera, se aprovecha el giro del motor para obtener un movimiento lineal preciso del carro, lo que permite realizar el corte de forma controlada y eficiente. Por último, se describe el funcionamiento del sistema electrónico y control con sus conexiones realizadas para garantizar el control y operación del dispositivo.

3.1 Resultados del diseño mecánico del sistema de dispensación

En la Figura 3.1 se presenta el modelado en 3D del sistema de dispensación, el cual fue diseñado haciendo uso del software Fusion 360 utilizando la licencia estudiantil con la finalidad de tener una idea clara de cómo encajan las piezas en el sistema de manera correcta al unirlos.

Figura 3.1

Diseño 3D del mecanismo de dispensación de anticuerpos monoclonales: (1) Soporte rueda parte inferior, (2) Soporte rueda parte media, (3) Soporte rueda parte superior, (4) Rueda, (5) Base, (6) Soporte motor, (7) Soporte agujas. (8) Tapa

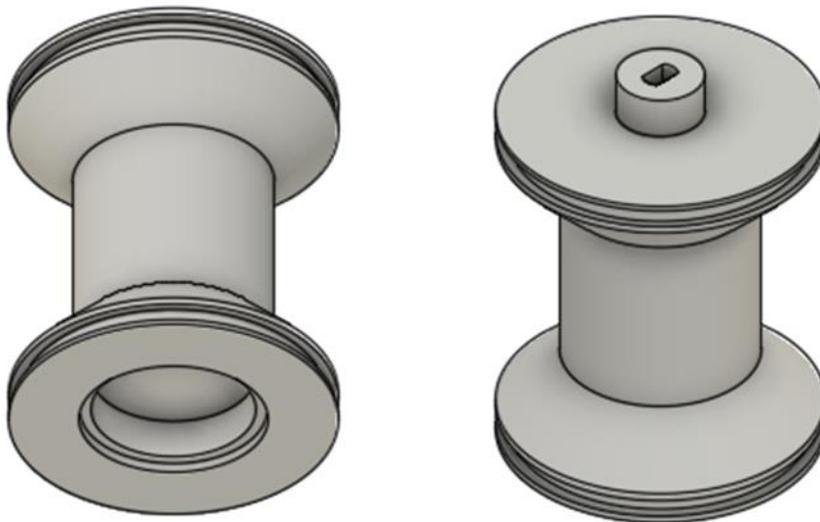


3.1.1 Ruedas

En la Figura 3.2 se presenta el modelo CAD de las ruedas, el objetivo de las ruedas es realizar el movimiento de las membranas por lo que para garantizar el contacto se utiliza o-ring en los extremos y se añaden los motores paso a paso con los cuales se tendrá un mejor control de giro en las ruedas y por lo tanto un mejor control de desplazamiento de las membranas.

Figura 3.2

Diseño 3D de las ruedas

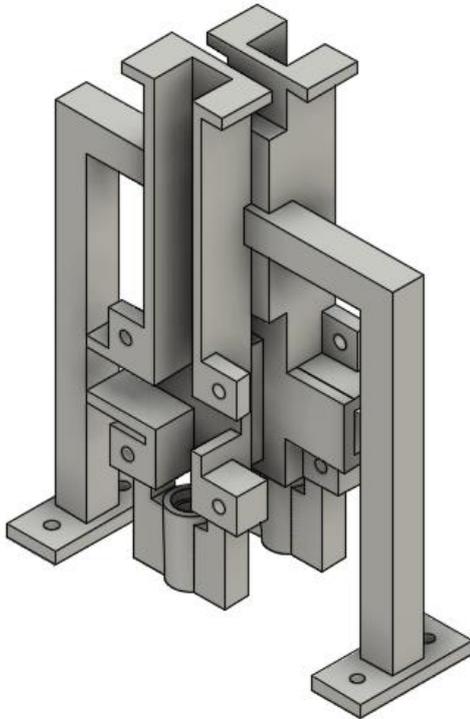


3.1.2 Portaagujas

En la Figura 3.3 se presenta el modelo CAD del portaagujas, el objetivo del portaagujas es sostener las agujas que se van a utilizar para dispensar los anticuerpos por medio de capilaridad, haciendo que sea sencillo el cambio y ajuste entre agujas manteniéndolas en la posición deseada.

Figura 3.3

Diseño 3D del portaagujas

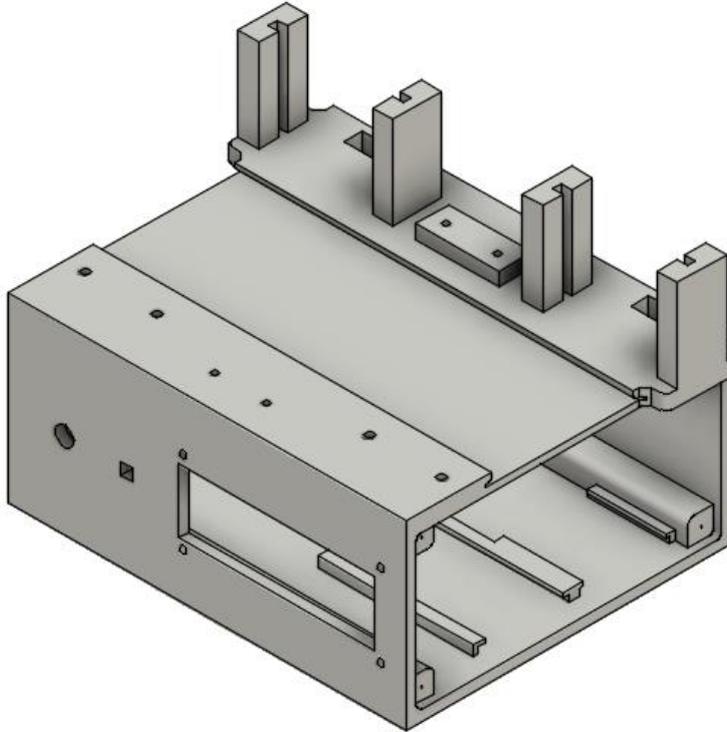


3.1.3 Base

En la Figura 3.4 se presenta el modelo CAD de la base en donde se realiza la colocación y movimiento de la membrana por lo que se ajusta a la medida de la membrana utilizada en el laboratorio de biomedicina de ESPOL, véase Figura 2.9. Se realizó con la finalidad de colocar y ajustar el portaagujas, las ruedas y la membrana dejando libres ranuras para poder pasar los cables de los motores de las ruedas. Además, internamente se colocaron porta placas para ajustar las placas electrónicas utilizadas en las conexiones del sistema.

Figura 3.4

Diseño 3D de la base del sistema de dispensación

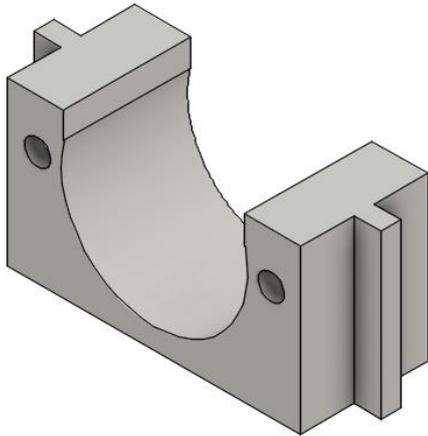


3.1.4 Soporte del motor

En la Figura 3.5 se presenta el modelo CAD del soporte del motor, el objetivo es mantener el motor para que realice su función de calibrarse por su propio peso al colocarlo en la base haciendo que deslice de arriba hacia abajo hasta encontrar la medida entre el motor, la rueda y el soporte de la rueda.

Figura 3.5

Diseño 3D del soporte de los motores

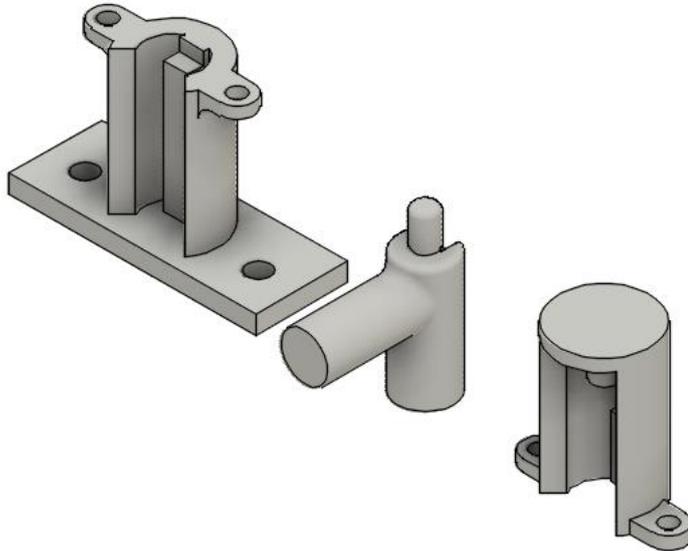


3.1.5 Soporte de las ruedas

En la Figura 3.6 se presenta el modelo CAD del soporte de las ruedas el cual se diseñó con el fin de mantener simetría entre la rueda y su acople con el motor para dar un giro limpio, el diseño se realizó en 3 partes para una mayor facilidad de colocación dado que se debe incluir un resorte el cual aplica una pequeña fuerza con el fin de calibrar automáticamente cualquier desnivel y que la rueda pueda realizar el suficiente contacto con la membrana para que esta pueda avanzar o retroceder.

Figura 3.6

Diseño 3D del soporte de las ruedas

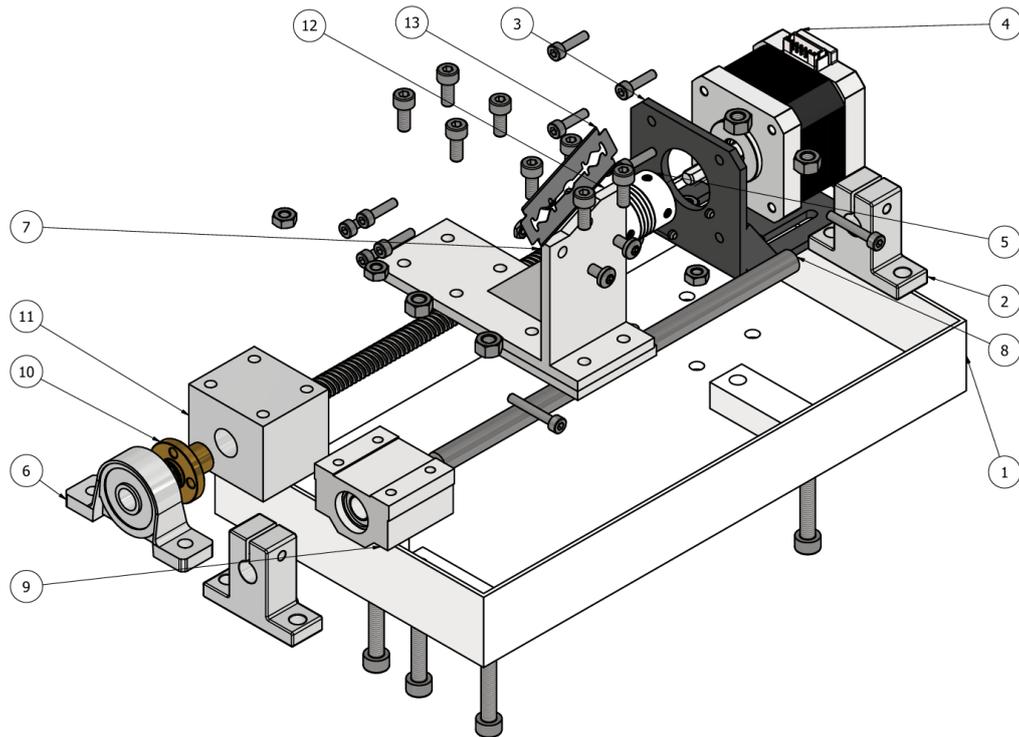


3.2 Resultados del diseño mecánico del sistema de corte

En la Figura 3.7 se ilustra el modelado tridimensional del sistema de corte, elaborado con el software Inventor 2025 bajo licencia estudiantil. Este entorno de diseño asistido por computadora permitió visualizar con detalle la interacción de cada pieza y comprobar su ensamblaje correcto antes de pasar a la fase de fabricación. Asimismo, el uso de Inventor 2025 facilitó la detección temprana de posibles interferencias o errores de diseño, lo que contribuyó a optimizar la precisión y confiabilidad del sistema en su conjunto.

Figura 3.7

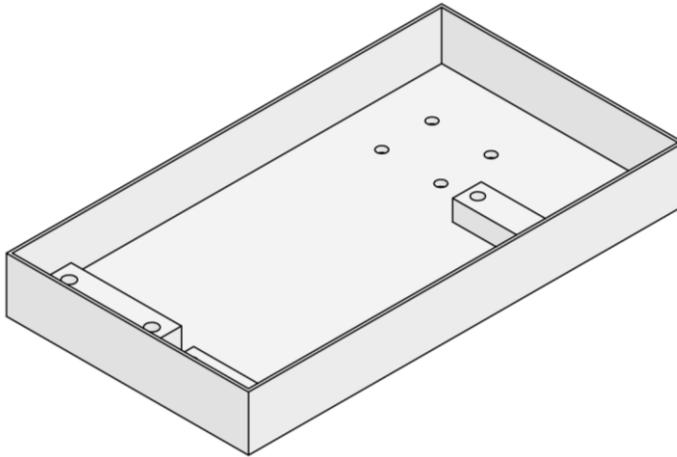
Diseño 3D del mecanismo de láminas de flujo lateral: (1) Base del mecanismo de corte, (2) Soporte de eje acerado, (3) Soporte de motor nema 17, (4) Motor nema 17, (5) Acople flexible, (6) Chumacera de piso, (7) Tornillo sinfín de 4 hilos, (8) Eje acerado, (9) Rodamiento lineal, (10) Tuerca T8 de tornillo sin fin, (11) Soporte de tuerca T8, (12) Porta cuchilla y (13) Cuchilla.



En la Figura 3.8 se muestra la base del sistema de corte, que actúa como elemento estructural principal y brinda soporte a todos los componentes críticos del mecanismo, incluyendo el motor y los soportes de ejes. Gracias a su diseño robusto, la base proporciona estabilidad y alineación precisa, favoreciendo un funcionamiento eficiente y seguro de todo el conjunto de corte.

Figura 3.8

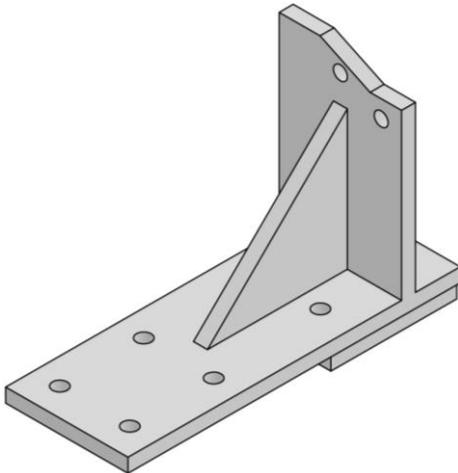
Diseño 3D de la base del sistema de corte



En la Figura 3.9 se muestra la porta cuchilla la cual es un soporte diseñado para alojar y fijar la cuchilla de corte que se utiliza en el sistema de corte del dispositivo.

Figura 3.9

Diseño 3D de la porta cuchilla

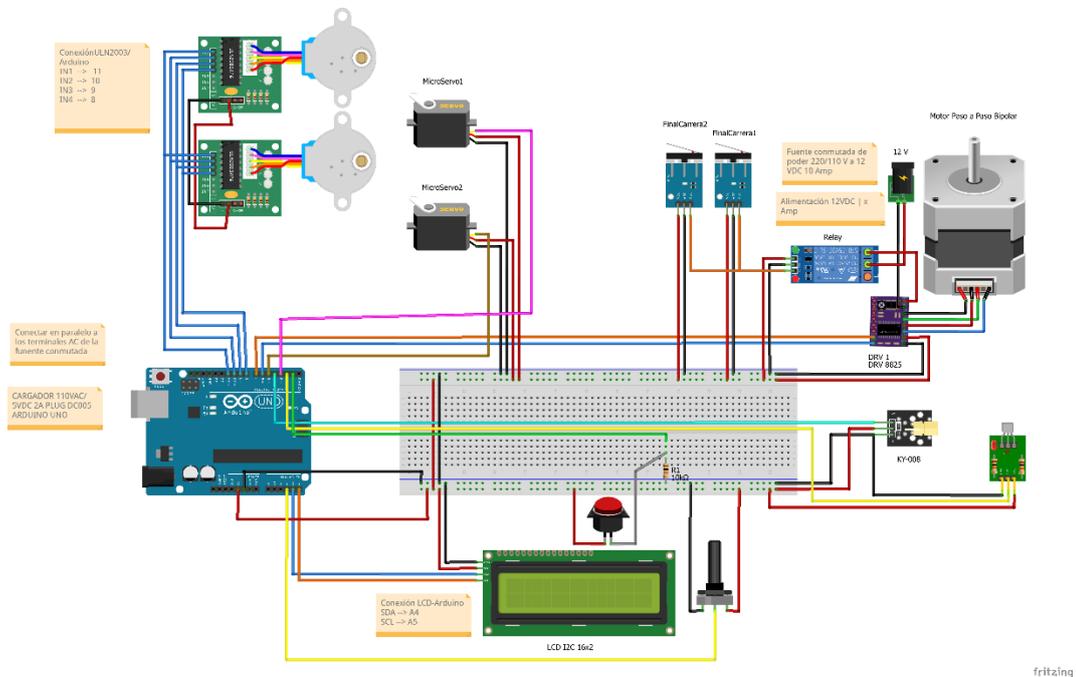


3.3 Resultados del diseño electrónico

En esta sección se presenta el diseño del circuito electrónico desarrollado para el control del dispositivo. Se muestra el esquema electrónico con las conexiones y los componentes utilizados, detallando su función dentro del sistema. Posteriormente se presenta el diseño de la PCB la cual permite la interconexión entre componentes de manera compacta y eficiente asegurando un funcionamiento confiable y optimizado del circuito.

Figura 3.10

Diseño electrónico



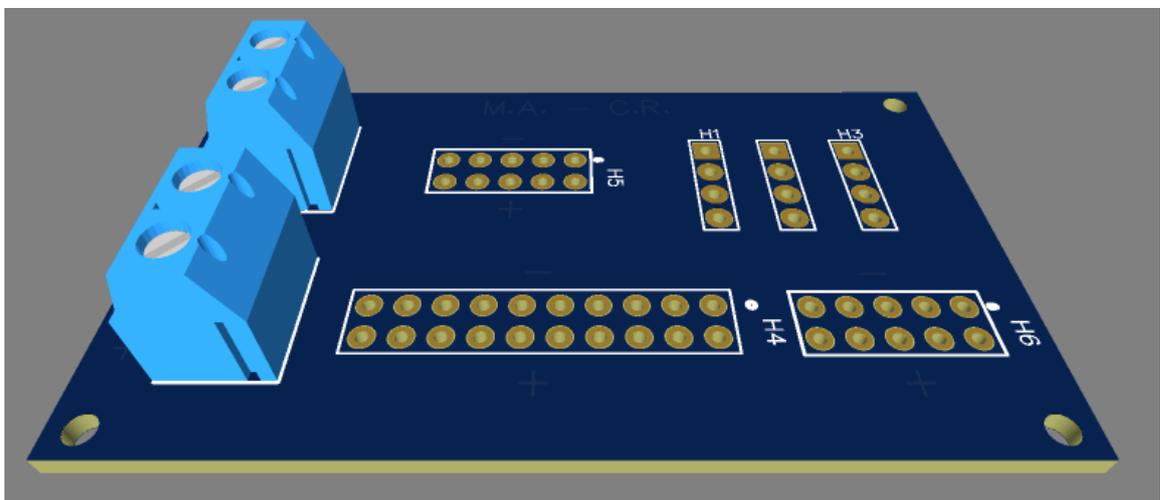
El sistema mostrado en la Figura 3.10 incluye:

- Motores paso a paso: Dos motores 28BYJ-48 controlados por drivers ULN2003 y un motor NEMA 17 controlado por el driver DRV8825, utilizados para desplazar componentes mecánicos con alta precisión.
- Micro servomotores: Dos micro servos para realizar tareas de abrir y cerrar las válvulas.

- Sensores de final de carrera: Detectan posiciones límite y previenen movimientos fuera de rango.
- Pantalla LCD I2C: Muestra parámetros configurables como velocidad, distancia y modo del sistema.
- Pulsador y potenciómetro: Permiten interacción directa con el sistema para ajustar configuraciones o iniciar procesos.
- Sensor de luz KY-006: Detecta niveles de iluminación o la presencia de objetos en el sistema.
- Fuente de alimentación conmutada: Proporciona energía al motor NEMA 17 y otros componentes de alta demanda.

Figura 3.11

Diseño placa PCB del sistema



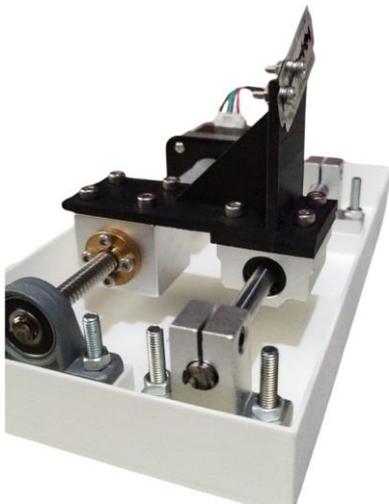
En la Figura 3.11 se muestra el diseño de la PCB en la que se tomó en cuenta utilizar mayormente headers para realizar las conexiones de 5V y 12V que tiene el sistema y mantener un orden en el cableado porque la mayoría de los componentes se conectan o a un driver o a una mini placa propia la cual manda señales al Arduino para operar.

3.4 Resultados de las pruebas realizadas

Las pruebas muestran que la velocidad de los motores influye directamente en el grosor de las líneas, obteniendo trazos más delgados a mayor velocidad y más gruesos a menor velocidad. El sistema de corte segmenta la membrana con precisión en tramos de 0.4 cm, aunque queda un excedente final de 4 cm sin procesar. Por último, la impresión 3D de la base y portaagujas, con un relleno del 25%, soportes al 15-20% y altura de capa de 0.2 mm, ofrece piezas resistentes y funcionales para el laboratorio.

Figura 3.12

Sistema de corte para las láminas de flujo lateral



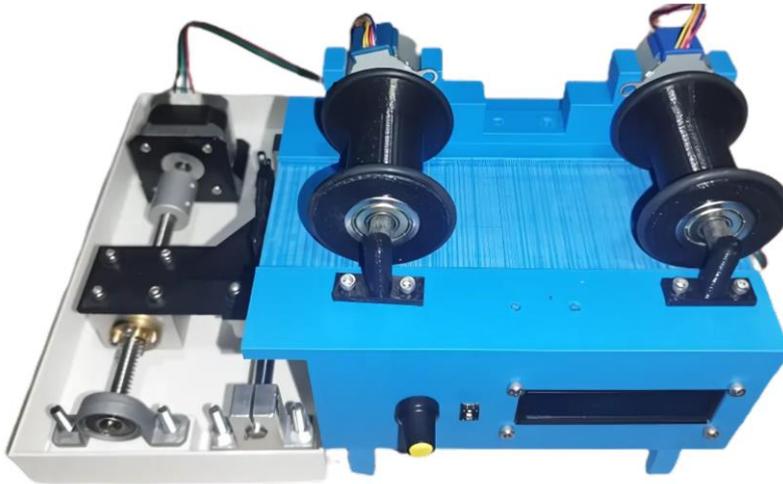
En la Figura 3.12 se observa el sistema de corte el cual produce un desplazamiento de derecha a izquierda, posicionando una cuchilla que permite el intercambio entre su filo superior e inferior, así como entre su filo derecho e izquierdo. Esto se debe a que solo utiliza la mitad del filo durante el corte, lo que prolonga la vida útil de la cuchilla y reduce la necesidad de reemplazos frecuentes.

Figura 3.13*Portaagujas*

En la Figura 3.13 se detalla el diseño del portaagujas el cual tiene la función de mantener fijas las dos agujas y contiene un tambor sin el embolo de una jeringa, diseñado para almacenar los anticuerpos. Estos pueden circular a través de una válvula de tres vías, que permite su paso hacia las agujas para ser posteriormente dispensados a la membrana. El diseño se realizó con el objetivo de sostener todos los elementos y mantener una distancia horizontal de 0.5 cm entre las agujas, garantizando la separación adecuado durante el proceso de dispensación de anticuerpos.

Figura 3.14

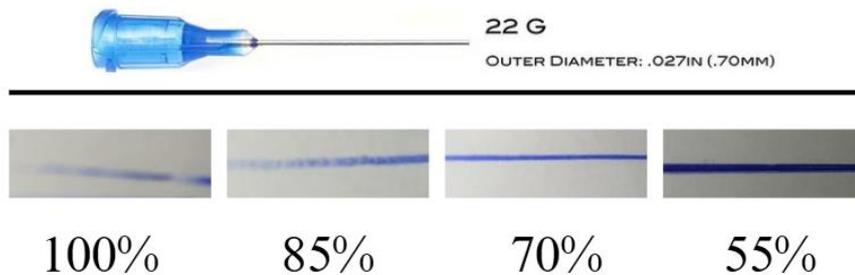
Sistema de dispensación de anticuerpos



En la Figura 3.14 se observa el dispositivo de dispensación de anticuerpos, este cuenta con dos ruedas, cada una equipada con su respectivo motor y soporte, lo que permite el movimiento horizontal de la membrana. Incluye una pantalla LCD, un pulsador y un potenciómetro, componentes que regulan la velocidad de los motores y permiten seleccionar el modo de operación del sistema al usuario. Además, integra un sistema de corte que divide la membrana en pequeños segmentos una vez completada la dispensación de anticuerpos.

Figura 3.15

Pruebas realizadas variando la velocidad de los motores



En la Figura 3.15 se puede observar que a medida que varía la velocidad de rotación de los motores se va cambiando la cantidad de flujo depositada por unidad de tiempo, lo que afecta

directamente al grosor de las líneas. Al estar la velocidad al 100% el tiempo contacto entre membrana y aguja es menor lo que provoca que se deposite menos fluido y, por ende, la línea sea más delgada. Por otra parte, al estar la velocidad al 55% el tiempo de exposición aumenta lo que conlleva a que más fluido sea dispensado en la misma área aumentando el grosor de la línea.

Los tiempos que se tomaron en cada operación son: al 100% de velocidad se tuvo un tiempo de 9 s, a 85% de velocidad se tuvo un tiempo de 11.5 s, a 70% de velocidad se tuvo un tiempo de 14 s y a 55% de velocidad se tuvo un tiempo de 16.5 s lo que son cálculos cercanos a los cálculos teóricos realizados, véase el Apéndice B.

Como tal se debe tener en cuenta la relación fluido-velocidad ya que la cantidad de fluido dispensado depende del flujo constante del mismo el cual es proporcionado por la aguja y de cuánto tiempo el fluido está en contacto con la superficie mientras esta se encuentra en movimiento. Si se tiene un flujo uniforme entonces se obtiene una línea consistente.

Figura 3.16

Pruebas realizadas en el sistema de corte



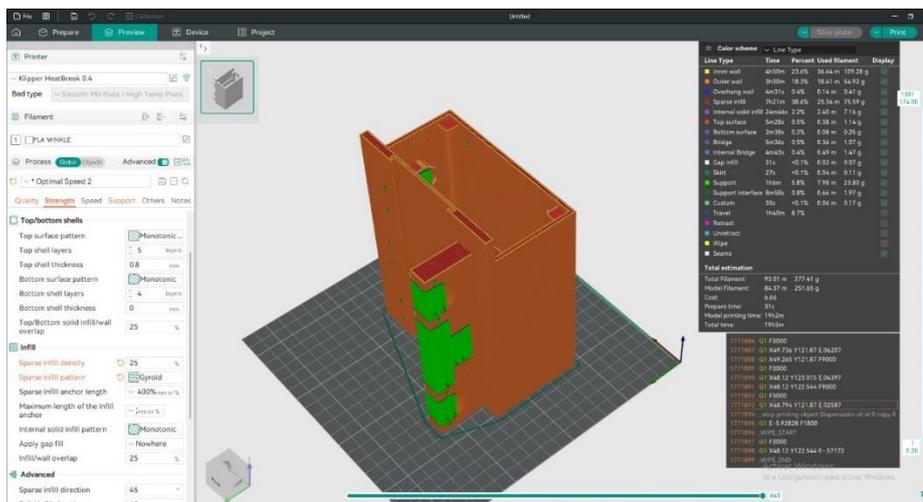
En la Figura 3.16 se puede observar el sistema de corte que está diseñado para dividir la membrana de 30 cm en segmentos de 0.4 cm, el mecanismo realiza el corte desplazándose de derecha a izquierda, regresando luego a su posición inicial, mientras que el avance de la lámina es controlado por sensores ópticos que detectan cada 0.4 cm. Cada ciclo (avance, corte y retorno)

toma aproximadamente 3 segundos, lo que implica un tiempo total de 225 segundos (3 minutos y 45 segundos) para completar 75 iteraciones.

Si bien el sistema mantiene una precisión adecuada en la distancia de corte, se observó un sobrante de lámina estimado de 4 cm, ya que las ruedas dejan de avanzar esa parte del material. Esto se debe a una limitación del sistema de avance y como tal el sistema solo logra completar un total de 70 iteraciones antes de detenerse.

Figura 3.17

Características de la impresión 3D de la base

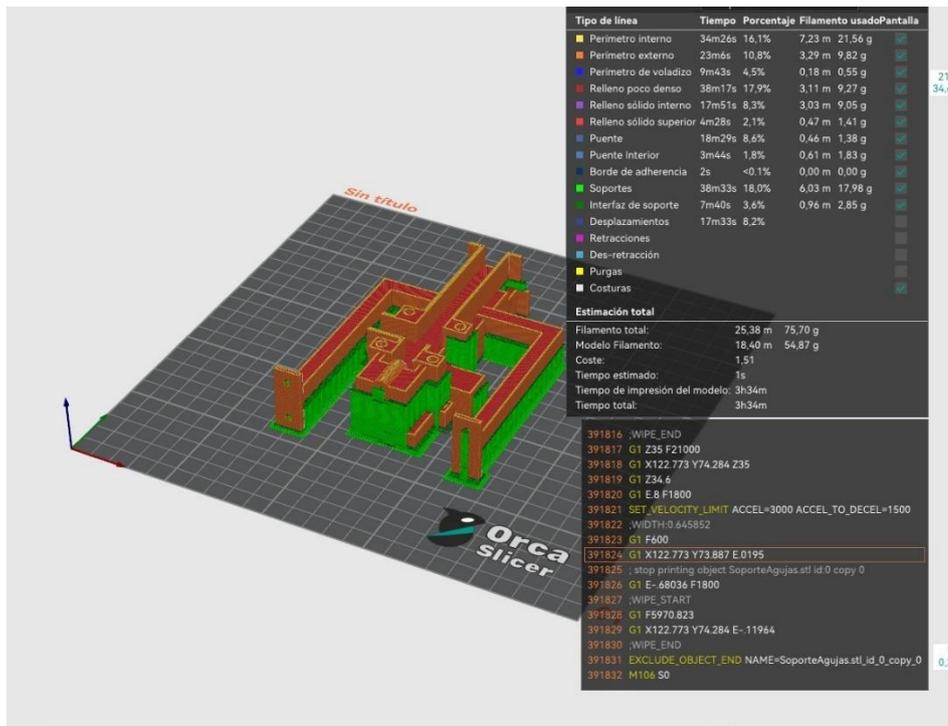


En la Figura 3.17 y la Figura 3.18 se muestra la preparación de los modelos a imprimir en un software de laminado para impresión 3D, destacando parámetros clave utilizados para optimizar la calidad y resistencia de la pieza la cual es muy importante para garantizar su uso en los laboratorios. Se configuraron capas externas al 25% para garantizar un buen acabado estético y estructural, con un relleno interno del 25% en patrón tipo Gyroid, balanceando resistencia y ahorro de material. Los soportes se generaron con una densidad del 15-20% para estabilizar salientes, siendo fácilmente removibles. La altura de capa se estableció en 0.2 mm para un equilibrio entre detalle y tiempo de impresión, mientras que las temperaturas de impresión y cama

se ajustaron a 200-220 °C y 50-60 °C, respectivamente, asegurando adhesión y evitando deformaciones.

Figura 3.18

Características de la impresión 3D del portaagujas



Adicionalmente, se utilizaron 4-5 capas superiores e inferiores para garantizar superficies sólidas y libres de imperfecciones. La velocidad de impresión fue de 50-60 mm/s para prevenir vibraciones y mejorar la precisión. Con estas configuraciones, se logró un modelo eficiente, resistente y óptimo para los requerimientos del proyecto.

3.5 Análisis de costos

En la Tabla 11 se detallan los costos de los componentes electrónicos utilizados para la construcción tanto del sistema de dispensación como del sistema de cortes del proyecto. Por otra parte, en la Tabla 12 se detallan los costos de los componentes mecánicos y los componentes utilizados para la impresión 3D de ambos sistemas. En ambas tablas se detallan los precios por unidad de cada componente y la cantidad a utilizar además hay que tener en cuenta que, si se requiere una producción en masa del proyecto, una compra de los elementos al por mayor resulta en una disminución en sus costos.

Tabla 11

Costos de componentes electrónicos

Elementos	Precio Unita-rio	Canti-dad	Subto-tal
Arduino mega 2560	\$30,00	1	\$30,00
Potenciómetro metálico wh148 20k con switch	\$0,71	1	\$0,71
Módulo lcd 16x2 i2c	\$6,50	1	\$6,50
Protoboard mini 170 puntos	\$1,25	1	\$1,25
Perilla amarilla funda potenciómetro	\$0,14	1	\$0,14
Modulo receptor láser	\$2,50	3	\$7,50
Modulo sensor láser ky-008	\$2,50	3	\$7,50
Módulo controlador de motor a pasos drv8825 + disipador	\$3,25	1	\$3,25
Módulo relay srd-05vdc-sl-c de 2 canales	\$1,97	1	\$1,97
Módulo driver motor uln2003	\$1,57	2	\$3,13
Fuente de poder (voltaje) 220/110v a 12v 10a	\$10,87	1	\$10,87
Modulo fuente de alimentación 3,5 v y 5 v	\$1,17	1	\$1,17
Conector convertidor plug dc005 a bornera de 2 pines	\$0,57	2	\$1,13
Plug dc 2,1 mm	\$0,57	2	\$1,13
Cable jumper x40 20 cm macho/macho	\$1,73	1	\$1,73
Cable jumper x40 20 cm macho/hembra	\$1,70	1	\$1,70
Cable jumper x40 10 cm macho/hembra	\$1,70	1,7	\$2,89
Cable jumper x40 10 cm macho/macho	\$1,30	1	\$1,30
Protoboard 400 punto blister	\$1,52	1	\$1,52
Mini micro switch 3p	\$1,00	4	\$4,00
Total			\$89,40

Tabla 12*Costos de componentes mecánicos*

Elementos	Precio Unita- rio	Canti- dad	Subto- tal
Filamento pla 1kg	\$20,00	2	\$40,00
Servo motor 2g digital 180 mini	\$15,00	2	\$30,00
Tornillo t8-2d8 300mm 8mm 4 hilos pitch 8mm + tuerca	\$26,00	1	\$26,00
Camisa kp08 8-id rodamiento 8mm chumacera	\$3,50	1	\$3,50
Eje de acero 8mm de diámetro 0,3m 30cm 300mm	\$5,13	1	\$5,13
Soporte para eje acerado de 8mm sk8	\$3,75	2	\$7,50
Motor paso a pasos 5v 28byj-48	\$1,97	2	\$3,95
Perno allen cilíndrica inoxidable m3 x 25 mm	\$0,11	30	\$3,24
Perno allen cilíndrica inoxidable m3 x 10 mm	\$0,06	30	\$1,68
Perno allen cilíndrica inoxidable m4 x 15 mm	\$0,07	15	\$0,98
Tuerca de presión inoxidable a2 s/nylon m4 x 0,7	\$0,05	15	\$0,80
Tuerca hexagonal inoxidable a2 m3 x 0,5	\$0,04	60	\$2,28
Motor nema 17 d/paso 34 mm	\$8,96	1	\$8,96
Soporte para motor nema 17	\$3,25	1	\$3,25
Soporte de tuerca de tornillo t8	\$4,27	1	\$4,27
Rodamiento lineal sc8uu 8mm plano	\$4,65	1	\$4,65
Rodamiento de bolas con brida f608zz eje 8 mm	\$2,00	4	\$8,00
Caja de o-ring en pulgadas	\$40,00	1	\$40,00
Total			\$194,18

Finalmente, en la Tabla 13 se detallan los costos totales de los componentes electrónicos, los componentes mecánicos y los impuestos por envío que se cobran para tener todo listo para la construcción de ambos sistemas del proyecto.

Tabla 13*Costos operativos*

Descripción de costos	Cantidad	Costo Unitario	Costo Total
Horas de emsamblaje	4	\$5	\$20
Impresión 3D	60	\$1,40	\$84
Total Operativo			\$104

Tabla 14*Costos totales*

Gastos totales	Subtotal
Componentes electrónicos	\$89,40
Componentes mecanicos	\$194,18
Operativo	\$104
Gastos de ley	\$8
Impuestos	\$42,54
Total	\$438.12

Por lo tanto, se estima un costo total de 438.12 dólares en la producción de un dispensador, como se observa en la Tabla 14.

Tabla 15

Análisis la sostenibilidad del proyecto con un horizonte de 5 años.

Detalle	Año 0	Año 1	Año 2	Año 3	Año 4	Año 5
VENTAS BRUTAS (5% de crecimiento anual)		\$20.000,00	\$21.000,00	\$22.050,00	\$23.152,50	\$24.310,13
Gastos de adquisición de materia prima (1,79% de inflación anual)		\$-6.522,40	\$-6.639,15	\$-6.757,99	\$-6.878,96	\$-7.002,09
Gastos administrativos		\$-13.440,00	\$-4.704,00	\$-4.704,00	\$-4.704,00	\$-4.704,00
Gastos de servicios (1,67% de inflación anual)		\$-1.628,64	\$-1.655,84	\$-1.683,49	\$-1.711,61	\$-1.740,19
TOTAL, EGRESOS		\$-21.591,04	\$-12.998,99	\$-13.145,48	\$-13.294,56	\$-13.446,28
FLUJO ANTES DE PARTICIPACIÓN DE ACCIONISTAS		\$-1.591,04	\$8.001,01	\$8.904,52	\$9.857,94	\$10.863,84
50% PARTICIPACIÓN DE ACCIONISTAS		\$795,52	\$-4.000,51	\$-4.452,26	\$-4.928,97	\$-5.431,92
FLUJO DE FONDOS NETO	\$-2.000,00	\$-795,52	\$4.000,51	\$4.452,26	\$4.928,97	\$5.431,92

Se han contemplado como egresos tanto la inversión inicial del proyecto como los gastos administrativos y de adquisición de materiales que surjan posteriormente, aplicando la tasa de inflación anual de 1,79% correspondiente al sector de salud según datos de la ASOBANCA 2022, y utilizando una tasa de 1,67% para los costos de servicios como lo son electricidad, agua, alojamiento, etc.

Tabla 16

Indicadores económicos del país.

Año 2025 (Fuente BANCO CENTRAL)	
Riego país 903p	9,03%
Inflación	-0,15%
Tasa pasiva	6,98%
Tasa K %	15,86%
Tasa de reinversión	47,00%

Tabla 17

Indicadores clave de rentabilidad del proyecto VAN, TIR, y TIRM

		CRITERIO
VAN/VPN>0	\$8.494	APRUEBO
TIR>TASA K%	88%	APRUEBO
TIRM > TIR	67%	APRUEBO

En la Tabla 17 se observa que el proyecto presenta un VAN de USD 8.494, superior a cero, lo cual justifica la inversión. Además, la TIR alcanza el 88%, superando la tasa de descuento establecida, y la TIRM se ubica en 67%, confirmando la factibilidad del proyecto.

Capítulo 4

4.1 Conclusiones y recomendaciones

4.1.1 Conclusiones

- Los resultados de las pruebas de dispensación evidenciaron que la relación entre el flujo del fluido y la velocidad de desplazamiento es fundamental para lograr una dispensación precisa y reproducible. La cantidad de fluido dispensado depende del flujo constante proporcionado por la aguja y del tiempo de contacto con la superficie en movimiento. Un flujo uniforme garantiza las líneas consistentes, lo que subraya la importancia de calibrar y controlar adecuadamente las variables operativas para mejorar la eficiencia y precisión del proceso.
- El sistema automatizado desarrollado ha mejorado la precisión y consistencia en la dispensación de anticuerpos y cortes sobre las láminas de flujo lateral. Esto se ha logrado gracias al diseño de un circuito electrónico que controla con exactitud las distancias de avance y corte, una interfaz de usuario intuitiva y que el sistema desarrollado es simple y fácil de comprender. Esto permite un monitoreo y control eficiente, optimizando el proceso y facilitando su uso en el laboratorio sin que el usuario tenga complicaciones adicionales.
- El prototipo desarrollado ha demostrado ser una solución efectiva para mejorar el proceso de dispensación de anticuerpos en láminas de flujo lateral. Al reducir el tiempo de operación de 15 a un tiempo aproximado de 5 minutos (17 segundos en dispensar los anticuerpos, 30 segundos de espera entre modos y 3 minutos con 45 segundos en realizar los cortes) se optimiza significativamente la eficiencia del proceso. Además, la precisión en la dispensación y los cortes sobre la membrana ha aumentado, lo que contribuye a una mayor exactitud y reproducibilidad en las pruebas.

4.1.2 Recomendaciones

- Realizar un análisis detallado de los parámetros y estrategias de impresión 3D con el fin de optimizar el uso de material, disminuir el desperdicio y reducir la necesidad de soportes innecesarios, mejorando así la eficiencia general del proceso de producción.
- Se recomienda implementar un mecanismo de corte bidireccional para reducir tiempos y ajustar las ruedas para garantizar un avance constante hasta el final de la membrana de flujo lateral.
- Se recomienda realizar un plan de limpieza y esterilización del equipo, tanto para los reservorios como para agujas y otros componentes que entran en contacto con los anticuerpos monoclonales.

Referencias

- [1] J. M. y. D. Sifris, «Very Well Health - Anticuerpos Monoclonales,» 19 abril 2023. [En línea]. Available: <https://www.verywellhealth.com/monoclonal-antibody-6890067>. [Último acceso: 6 noviembre 2024].
- [2] Z. Y. C. H. S. a. Z. Q. Qriouet, «MDPI - Monoclonal Antibodies Application in Lateral Flow Immunochromatographic Assays for Drugs of Abuse Detection,» 3 febrero 2021. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.3390/molecules26041058>. [Último acceso: 6 noviembre 2024].
- [3] K. F. R. y. S. K. Omidfar, «MDPI - Ensayo de flujo lateral: un resumen de los avances recientes para mejorar el rendimiento del ensayo,» 21 agosto 2023. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.3390/bios13090837>. [Último acceso: 6 noviembre 2024].
- [4] J. H. S. Won Han, «Science Direct - Low-cost, open-source 3D printed antibody dispenser for development and small-scale production of lateral flow assay strips,» abril 2021. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.ohx.2021.e00188>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [5] Revvity, «Revvity - Optimizing antibody dispensing for flow cytometry,» [En línea]. Available: <https://resources.revvity.com/pdfs/fly-flexdrop-plus-cytometry.pdf>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [6] S. Gonzalez, «Pipette - 5 Common Pipetting Errors And How to Avoid Them,» 15 enero 2024. [En línea]. Available: <https://blog.pipette.com/5-common-pipetting-errors>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].

- [7] «Keyence - Measurement Sensors,» [En línea]. Available: <https://www.keyence.com/products/measure/resources/measurement-sensors-resources/measurement-errors.jsp>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [8] ClaremontBio, «ClaremontBio - Automated Lateral Flow Reagent Dispenser (ALFRD),» [En línea]. Available: https://www.claremontbio.com/Automated_Lateral_Flow_Reagent_Dispenser_s/114.htm. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [9] I. Z. U. P. F. a. P. A. Bácskay, «MDPI - The Evolution of the 3D-Printed Drug Delivery Systems: A Review,» 21 junio 2022. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics14071312>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [10] C. Worley, «YSI - Automated Titration Methods versus Manual Titration Methods,» 7 enero 2020. [En línea]. Available: <https://www.ysi.com/ysi-blog/water-blogged-blog/2020/01/which-is-better-manual-or-automated-titrations>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [11] T. Rawlins, «Dispendix - Comparison of Manual and Automated Dispensing of Antibodies,» 20 julio 2023. [En línea]. Available: <https://dispendix.com/blog/comparison-of-manual-and-automated-dispensing-of-antibodies>. [Último acceso: 7 noviembre 2024].
- [12] Z. Y. T. C. X. Y. X. L. Y. G. Q. X. H. W. G. B. H. y. L. W. Zhao, «MDPI - Una tira reactiva inmunocromatográfica basada en anticuerpos monoclonales y su aplicación en la detección rápida del virus del mosaico moteado verde del pepino,» 29 enero 2023. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.3390/bios13020199>. [Último acceso: 6 noviembre 2024].

- [13] A. E. L. R. S. H. M. P. P. L. S. a. A. K. B. Kafle, «MDPI - 3D/4D Printing of Polymers: Fused Deposition Modelling (FDM), Selective Laser Sintering (SLS), and Stereolithography (SLA),» 22 agosto 2021. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.3390/polym13183101>. [Último acceso: 5 noviembre 2024].

APÉNDICES

Apéndice A

Consumo energético del dispensador de anticuerpos

Línea 5 [V] Pulsador

Corriente del pulsador (resistencia pull-down 10kΩ):

$$I = \frac{V}{R} = \frac{5[V]}{10000[\Omega]} = 0.5[mA]$$

Potenciómetro

Corriente del potenciómetro 20 [kΩ]:

$$I = \frac{V}{R} = \frac{5[V]}{20000[\Omega]} = 0.25[mA]$$

Componente	Cantidad	Corriente consumida por unidad [mA]	Corriente consumida total [mA]
Arduino UNO	1	50	50
Pulsador (resistencia pull-down 10kΩ)	1	0.5	0.5
LCD 16×2 con interfaz I2C	1	40	40
Servo SG90	2	700	1400
28BYJ-48 con driver ULN2003	2	480	960
Módulo láser (KY-008)	3	30	90
Receptor láser	3	10	30
Relé SRD-05V-SL-C	1	80	80
Total de Corriente [mA]			2650.5 [mA]
Total de Corriente [A]			2.65 [A]

Potencia consumida ($P_{[5V]}$)

$$P_{[5V]} = V * I = 5[V] * 2.65[A] = 13.25[W]$$

Línea 12 [V]

Componente	Cantidad	Corriente consumida por unidad [mA]	Corriente consumida total [mA]
Motor paso a paso NEMA17	1	2000	2000
Relé SRD-05V-SL-C	1	80	80
Total de Corriente [mA]			2080 [mA]
Total de Corriente [A]			2.08 [A]

Potencia consumida ($P_{[12V]}$)

$$P_{[5V]} = V * I = 12[V] * 2.08[A] = 24.96[W]$$

Resumen de consumo total

Total	Consumido
Corriente	4.73 [A]
Potencia	38.21 [A]

Apéndice B

Cálculos del proyecto

Cálculos para la selección del motor

Hoja de papel de oficina:

- Dimensiones: $30cm \times 6cm = 0.3m \times 0.06m$
- Área: $A = 0.3 * 0.06 = 0.018m^2$
- Gramaje del papel: $80 \frac{g}{m^2}$
- Masa del papel: $m = A * Gramaje = 1.44g = 0.00144kg$

Peso del papel:

$$F_{Peso} = m * g = 0.00144 * 9.81 = 0.0141N$$

Coefficiente de fricción:

$$\mu = 0.65, \text{tipico para goma (O-ring) sobre papel}$$

Radio de la rueda con O-ring:

$$r_{rueda} = 24mm = 0.024m$$

Fuerza normal necesaria:

$$F_{fricción} = \mu * F_{normal}$$

$$F_{normal} = \frac{F_{fricción}}{\mu} = \frac{0.0141}{0.65} = 0.0217N$$

Torque necesario:

$$T = F_{fricción} * r_{rueda} = 0.0141 * 0.024 = 0.0003384Nm$$

Presión ejercida por la rueda:

$$A_{contacto} = \pi * \left(\frac{d}{2}\right)^2 = 7.07 * 10^{-6}m^2$$

$$P = \frac{F_{normal}}{A_{contacto}} = \frac{0.0217}{7.07 * 10^{-6}} = 3068Pa = 3.07kPa$$

Verificación con el motor 28BYJ-48:

- Torque máximo del motor 28BYJ-48 es 0.03 Nm
- Torque requerido para mover la hoja es 0.00034 Nm

Cálculo del tiempo de desplazamiento de la membrana con motor stepper 28BYJ-48

- Longitud de la membrana: 30 cm
- Radio de la rueda: 22 mm = 2.2 cm
- Perímetro de la rueda:

$$P = 2\pi(2.2) = 13.82 \text{ cm}$$

- Revoluciones necesarias para desplazar la membrana:

$$n = \frac{30}{13.82} = 2.17 \text{ vueltas}$$

Tiempo de desplazamiento a:

- 100% (15 RPM):

$$t_{100} = \frac{2.17 * 60}{15} = 8.68 \text{ segundos}$$

- 85% (12.75 RPM):

$$t_{100} = \frac{2.17 * 60}{12.75} = 10.22 \text{ segundos}$$

- 70% (10.5 RPM):

$$t_{100} = \frac{2.17 * 60}{10.5} = 12.40 \text{ segundos}$$

- 55% (8.25 RPM):

$$t_{100} = \frac{2.17 * 60}{8.25} = 15.78 \text{ segundos}$$

Apéndice C

Código de programación del proyecto

<https://github.com/cramirezi/DispensadorAutomatico.git>

Apéndice D

Proceso de dispensación y corte

Proceso de dispensación

- 1: Se llena los reservorios
- 2: Se bajan las agujas de forma manual
- 3: Se ingresa de forma manual la tira de ensayo hasta entrar en contacto con la primera rueda.
- 4: Se enciende el equipo con el interruptor ON/OFF
- 5: Se muestra un mensaje de bienvenida por 4 segundos (“Hola, soy Dispensamatico”)
- 6: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Llenaste los reservorios?”)
- 7: Se pulsa el pulsador “OK”
- 8: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Bajaste las agujas?”)
- 9: Se pulsa el pulsador “OK”
- 10: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Ingresaste la tira?”)
- 11: Se pulsa el pulsador “OK”
- 12: Se muestra un mensaje para ajustar la velocidad (“Velocidad: 0-255”)
- 13: Se ajusta la velocidad con el potenciómetro
- 14: Se pulsa el pulsador “OK”
- 15: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Iniciar?”)
- 16: Se pulsa el pulsador “OK”
- 17: Giran 90° los dos micro servos y abren las 2 válvulas de 3 vías de los reservorios.
- 18: Espera de un tiempo “t1”
- 19: Los dos motores empiezan a girar por un tiempo “t2”

- 20: Giran 90° los dos micro servos y cierran las 2 válvulas de 3 vías de los reservorios
- 21: Se muestra un mensaje de finalizado (“Finalizado”)
- 22: Se pulsa el pulsador “OK” y vuelve menú inicial

Proceso de corte

- 1: Se sube las agujas de forma manual
- 2: Se ingresa de forma manual la tira de ensayo hasta tener contacto con la primera rueda.
- 3: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Subiste las agujas?”)
- 4: Se pulsa el pulsador “OK”
- 5: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Ingresaste la tira?”)
- 6: Se pulsa el pulsador “OK”
- 7: Se muestra un mensaje para ajustar la velocidad (“Velocidad: 0-255”)
- 8: Se ajusta la velocidad con el potenciómetro
- 9: Se pulsa el pulsador “OK”
- 10: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Iniciar?”)
- 11: Se pulsa el pulsador “OK”
- 12: Los dos motores empiezan a girar por un tiempo “t3”
- 13: Los sensores laser ajustan la longitud de corte
 - a: El primer sensor detecta si la tira ha pasado el primer punto
 - b: Los motores se detienen después de un tiempo “t4”, tras el paso de la tira por el primer sensor láser.
 - c: El segundo sensor detecta si la tira ha pasado el segundo punto
 - d: Si la tira ha pasado el segundo punto se invierte el giro y los motores trabajan a baja velocidad con un sistema de control de posición a lazo cerrado hasta dejar que la tira sólo pase el primer punto y no el segundo.

e: Si la tira sólo pasa el primer punto cuando los motores se detuvieron en el tiempo “t4” ya no se aplica el sistema de control.

14: El motor paso a paso empieza a girar en sentido horario y hace que la cuchilla se desplace de forma horizontal y corte la tira de ensayo.

15: Se invierte el giro del motor paso a paso y vuelve a su posición “x”

16: Se repite el proceso 13,14 y 15

17: Se muestra un mensaje de precaución (“¿Terminar?”)

18: Se pulsa el pulsador “OK”

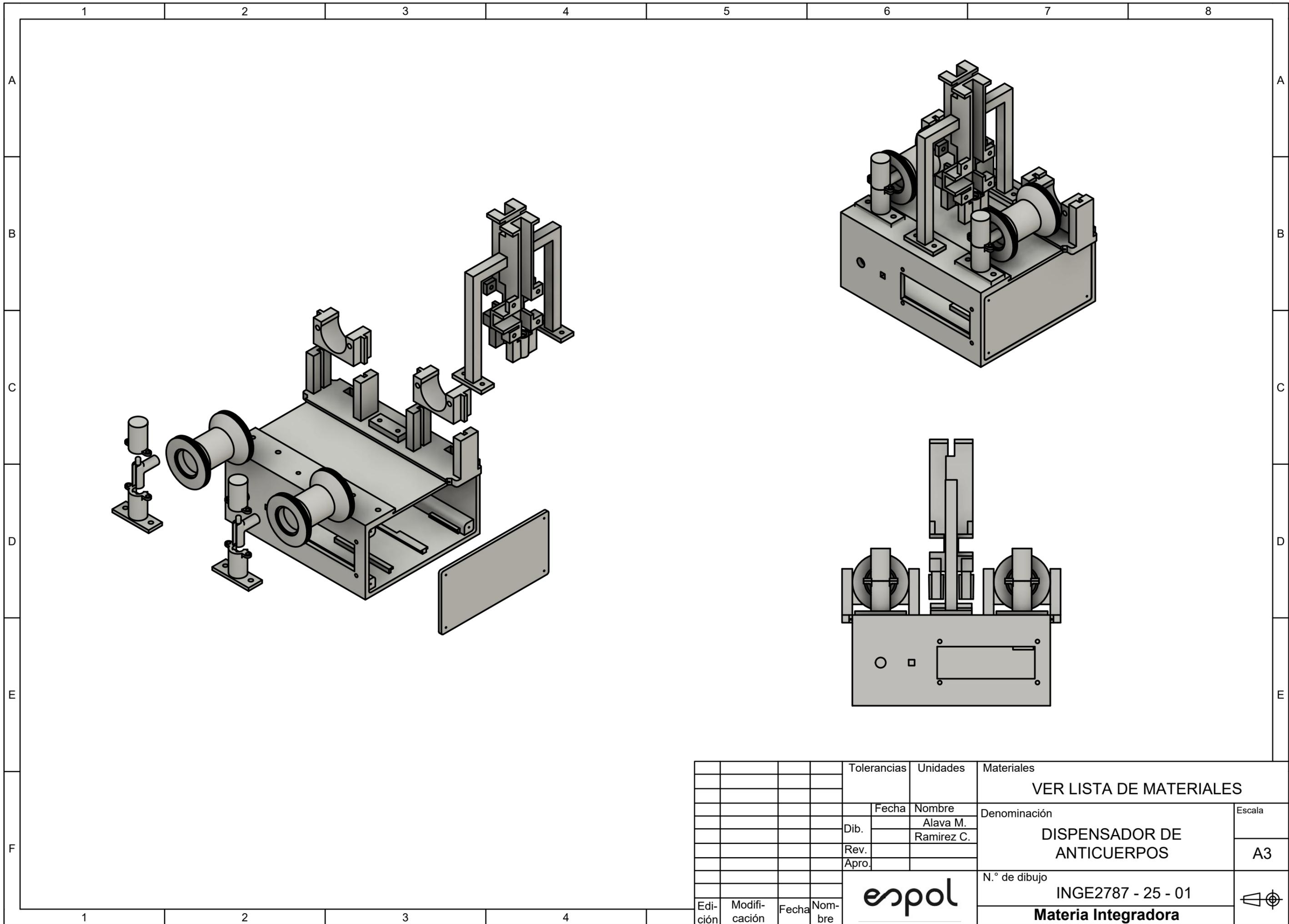
19: El motor paso a paso gira de forma antihoraria y la cuchilla vuelve a su posición inicial.

20: Espera de un tiempo “t5”

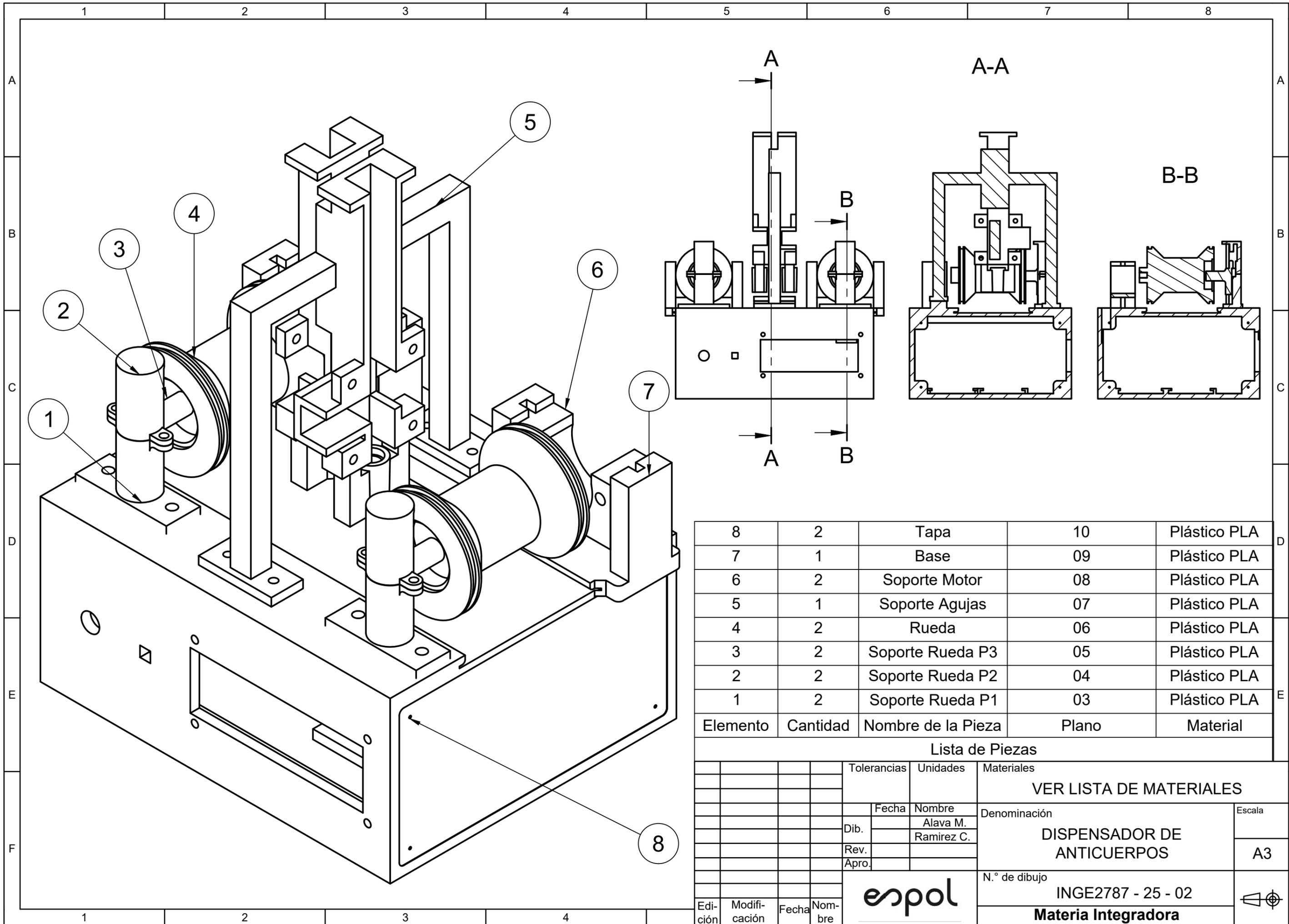
21: Vuelve al menú inicial

Apéndice E

Planos de los elementos mecánicos del proyecto



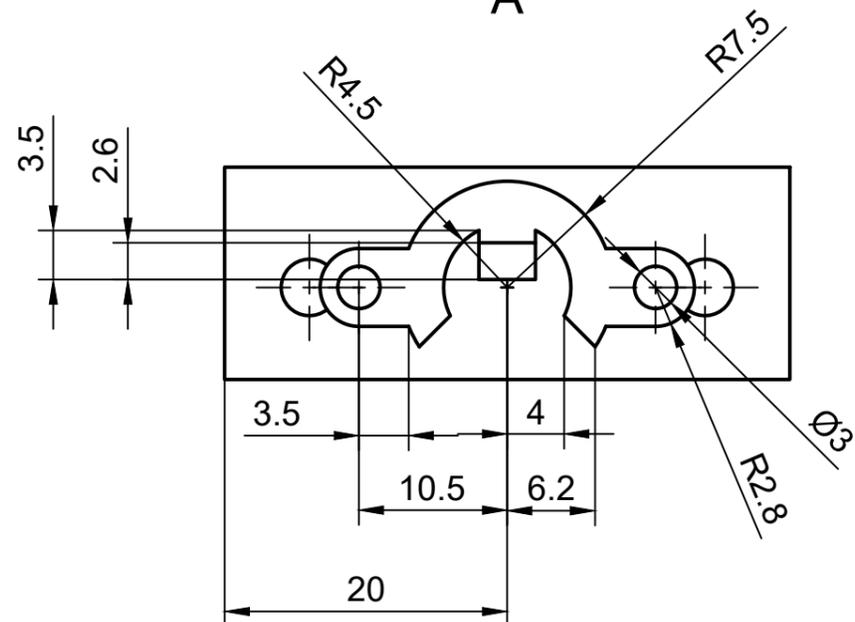
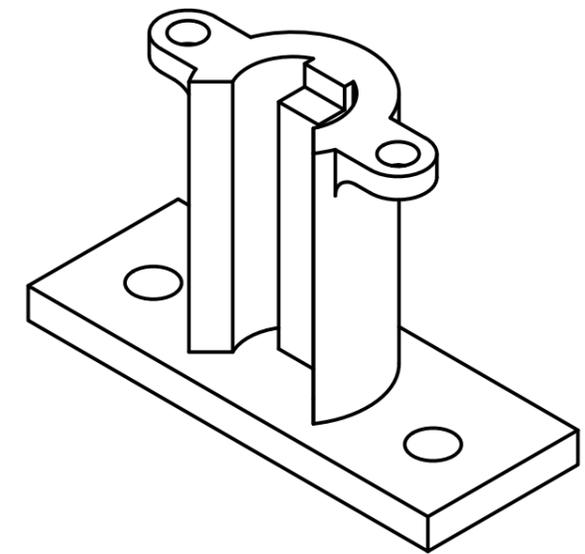
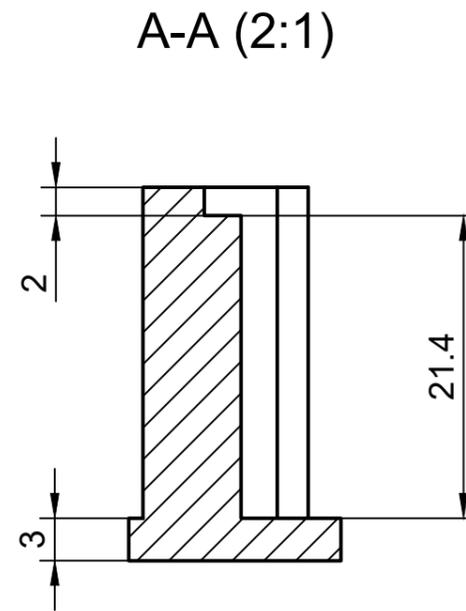
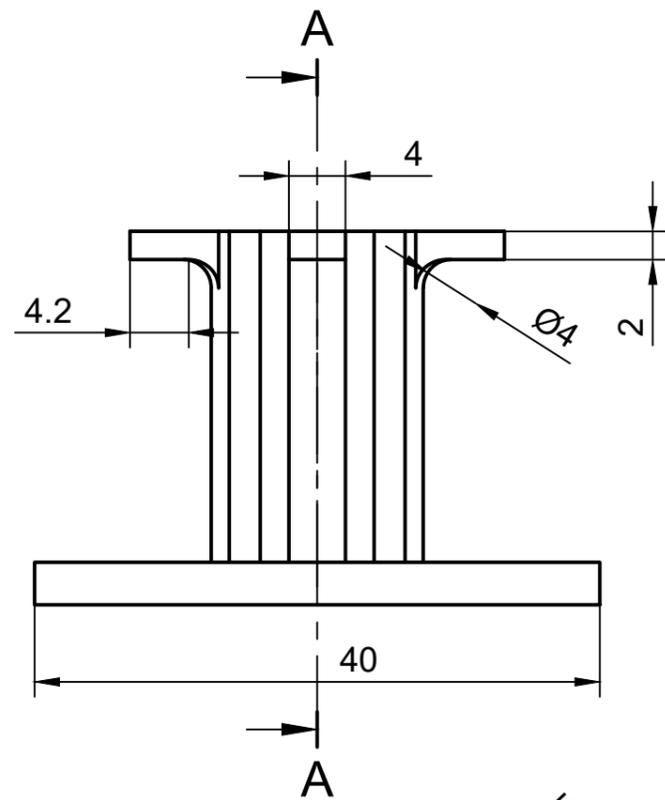
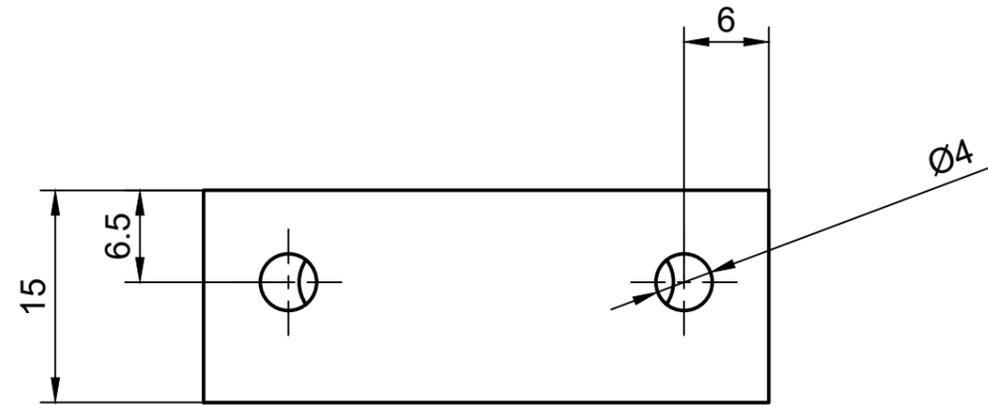
				Tolerancias	Unidades	Materiales	
						VER LISTA DE MATERIALES	
					Fecha	Nombre	Denominación
				Dib.		Alava M.	DISPENSADOR DE ANTICUERPOS
				Rev.		Ramirez C.	
				Apro.			Escala
							A3
							N.º de dibujo
							INGE2787 - 25 - 01
							Materia Integradora
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	espol			



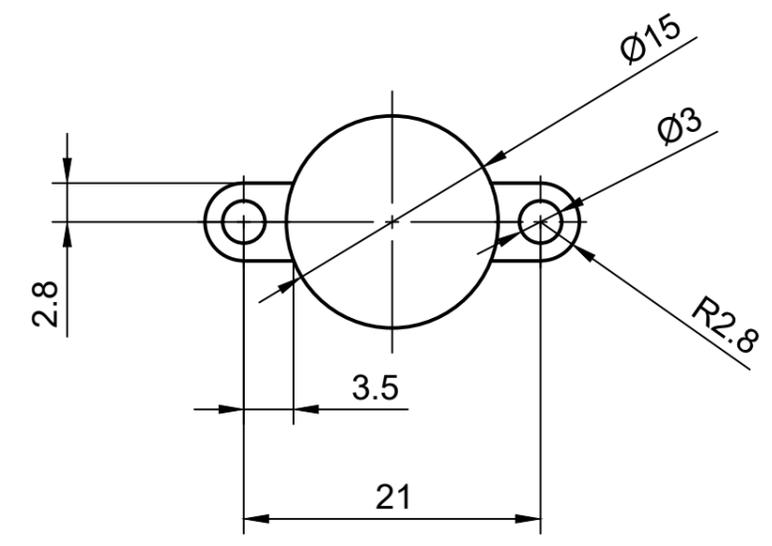
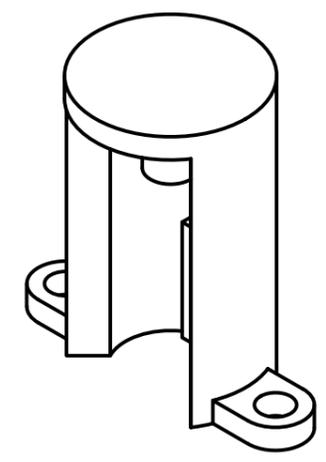
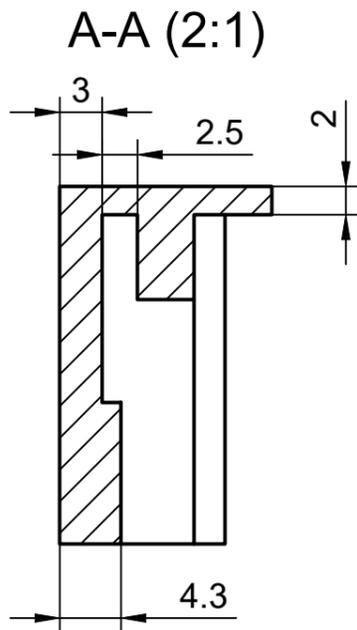
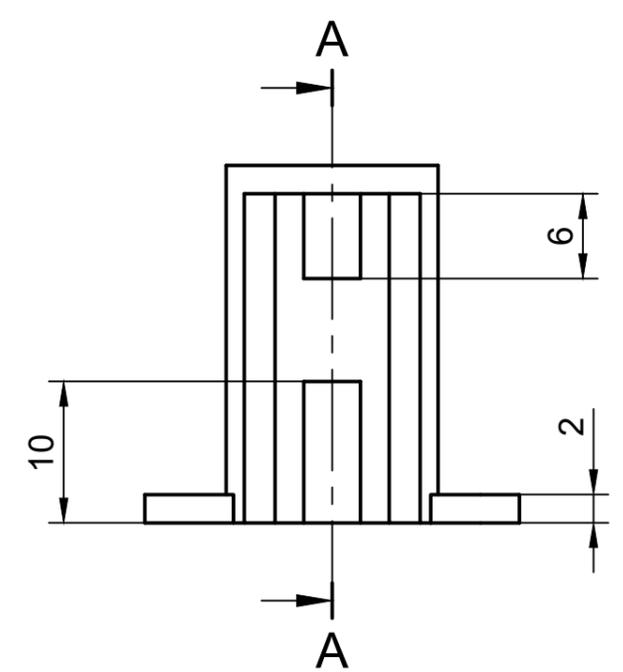
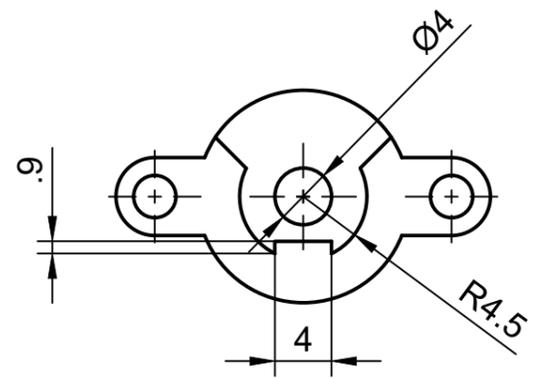
8	2	Tapa	10	Plástico PLA
7	1	Base	09	Plástico PLA
6	2	Soporte Motor	08	Plástico PLA
5	1	Soporte Agujas	07	Plástico PLA
4	2	Rueda	06	Plástico PLA
3	2	Soporte Rueda P3	05	Plástico PLA
2	2	Soporte Rueda P2	04	Plástico PLA
1	2	Soporte Rueda P1	03	Plástico PLA
Elemento	Cantidad	Nombre de la Pieza	Plano	Material

Lista de Piezas

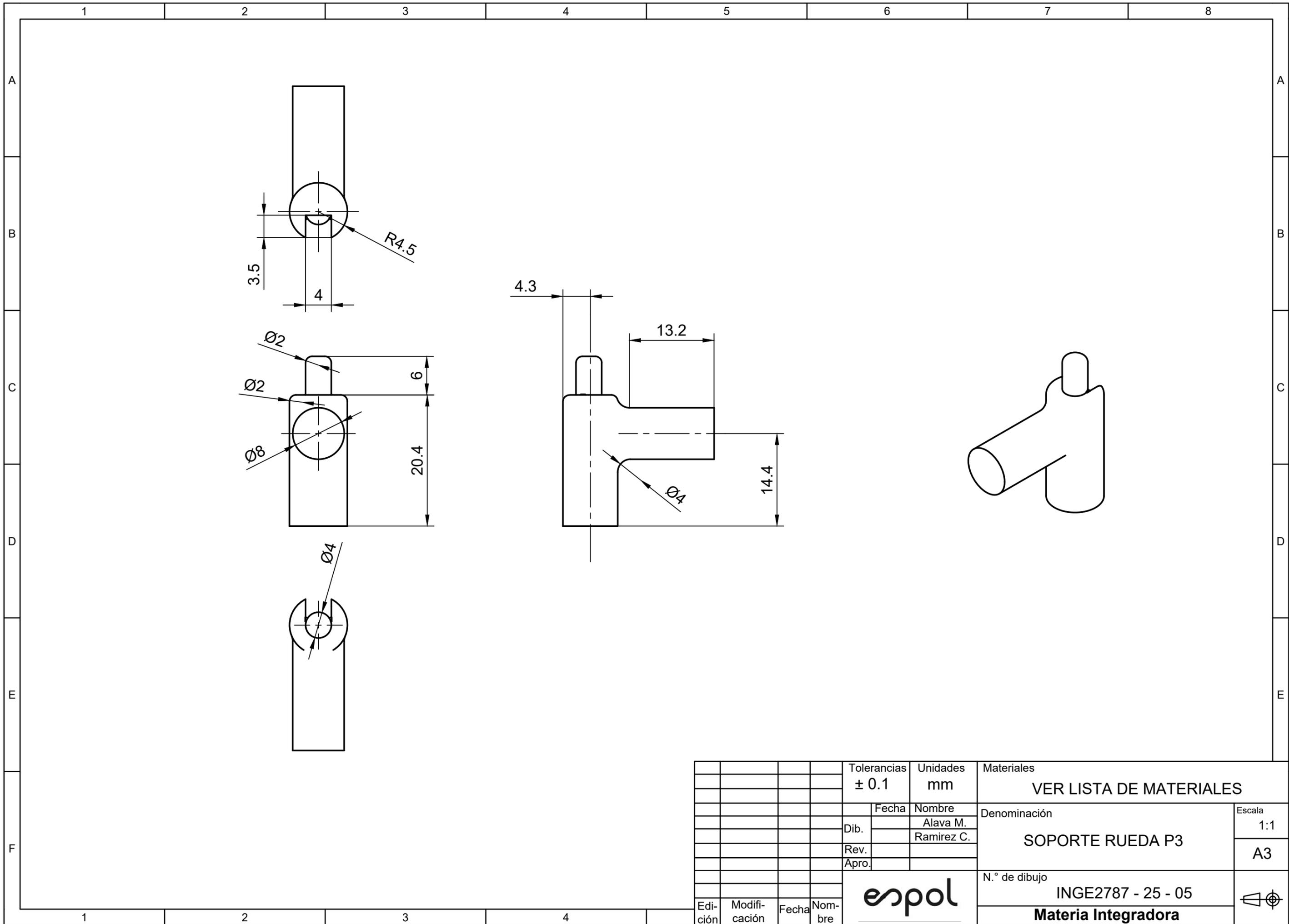
				Tolerancias	Unidades	Materiales	
				VER LISTA DE MATERIALES			
				Fecha	Nombre	Denominación	
				Dib.	Alava M.	DISPENSADOR DE ANTICUERPOS	
				Rev.	Ramirez C.		
				Apro.		Escala	
						N.º de dibujo	
						INGE2787 - 25 - 02	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Materia Integradora	



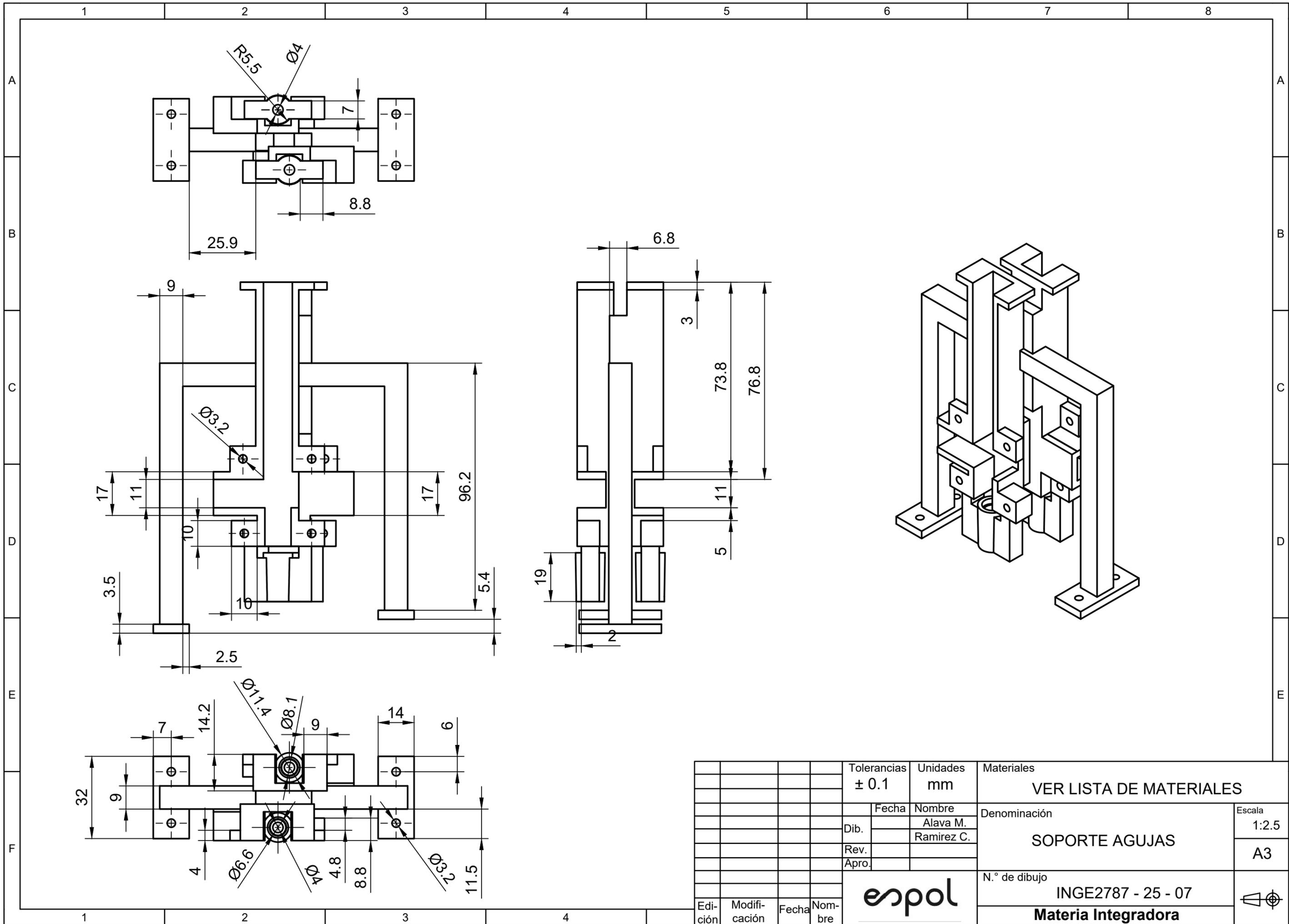
				Tolerancias ± 0.1	Unidades mm	Materiales VER LISTA DE MATERIALES	
					Fecha	Nombre	Denominación
				Dib.		Alava M. Ramirez C.	SOPORTE RUEDA P1
				Rev.			Escala 1:1
				Apro.			A3
						N.º de dibujo	
						INGE2787 - 25 - 03	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Materia Integradora			



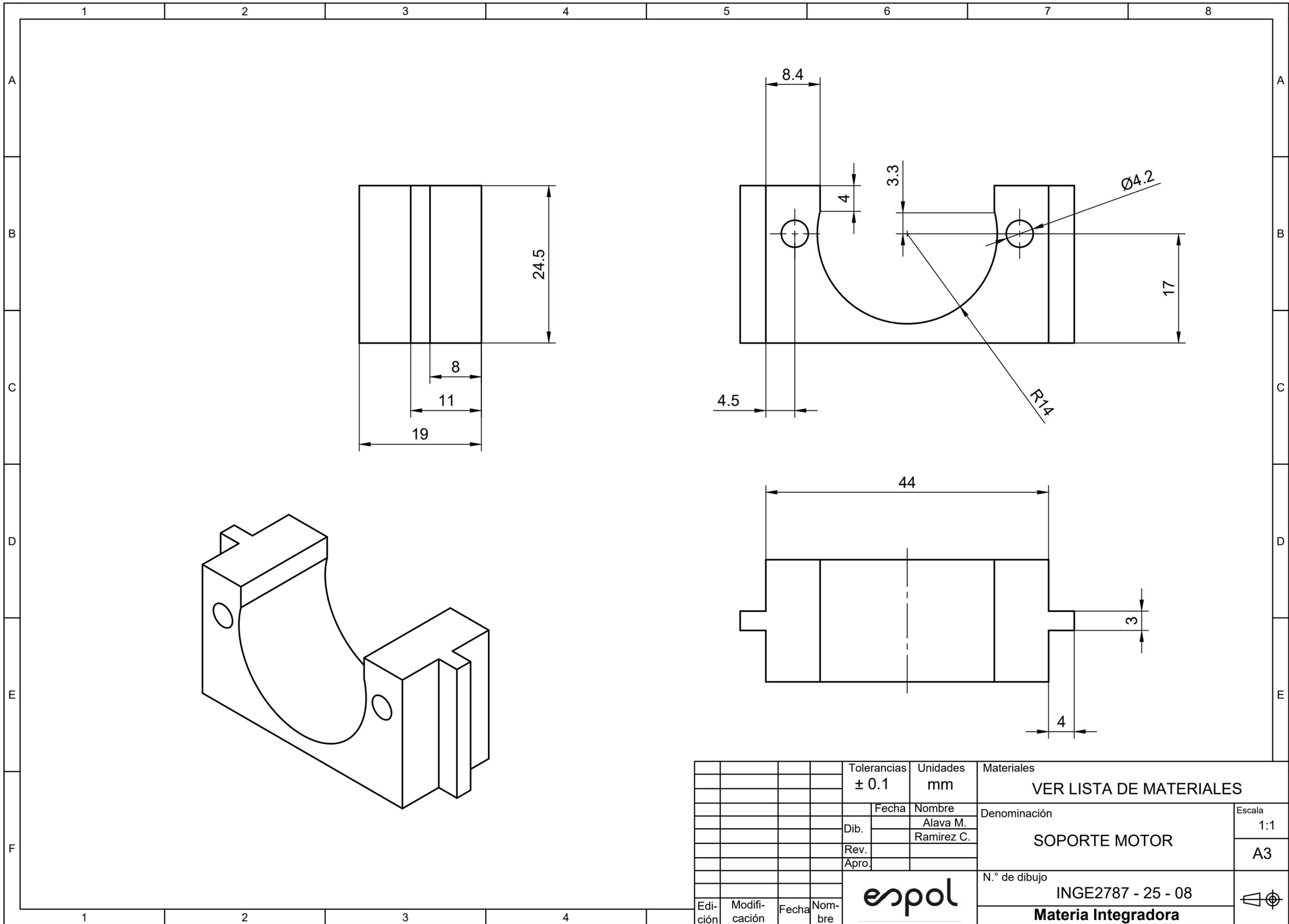
				Tolerancias ± 0.1	Unidades mm	Materiales VER LISTA DE MATERIALES	
						Fecha	Nombre
				Dib.			Alava M. Ramirez C.
				Rev.			
				Apro.			
						N.º de dibujo INGE2787 - 25 - 04	
						Materia Integradora	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				Escala 1:1 A3



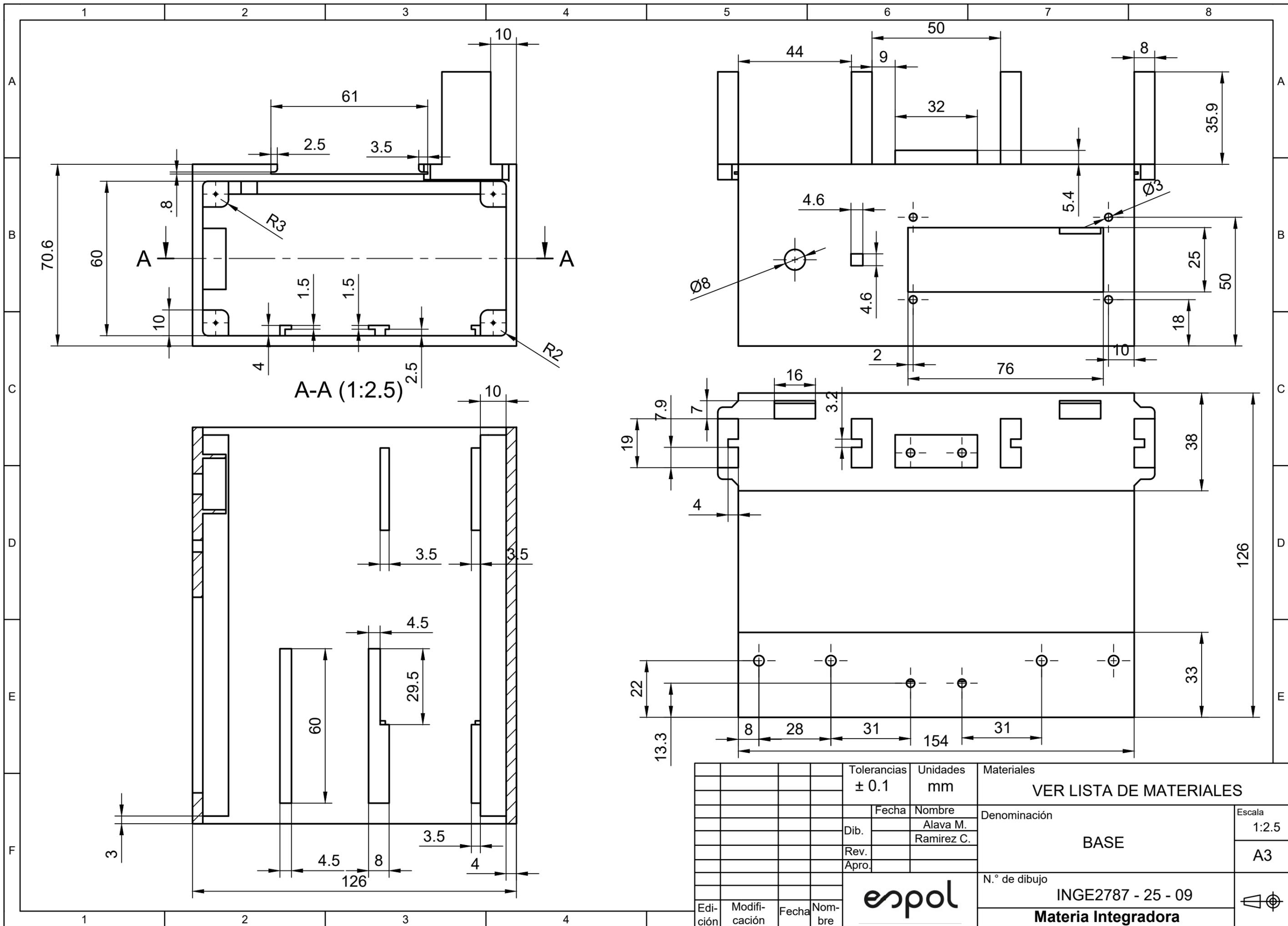
				Tolerancias ± 0.1	Unidades mm	Materiales VER LISTA DE MATERIALES	
						Denominación	
						SOPORTE RUEDA P3	
						Escala 1:1	
						A3	
						N.º de dibujo INGE2787 - 25 - 05	
						Materia Integradora	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				

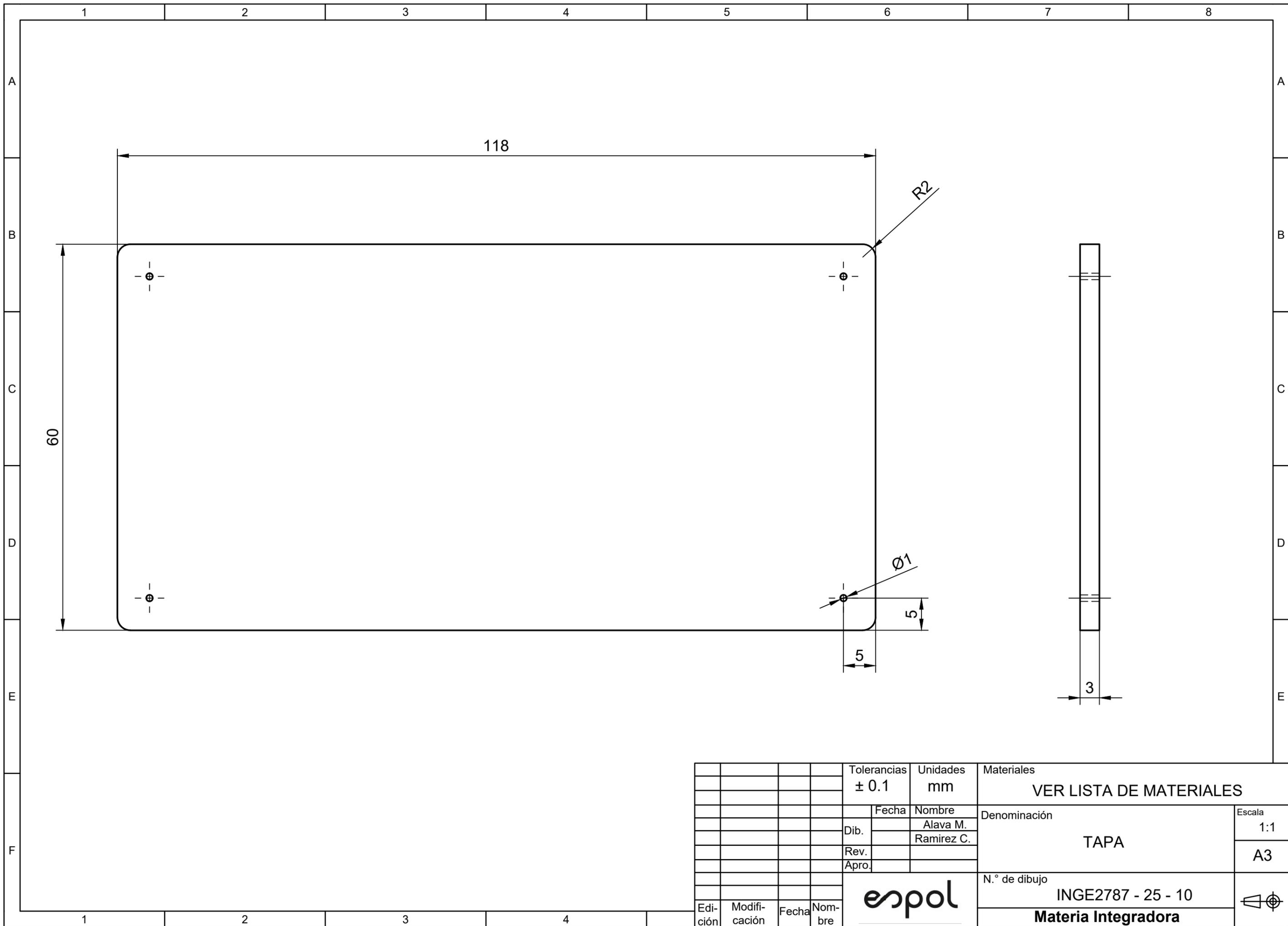


				Tolerancias ± 0.1	Unidades mm	Materiales VER LISTA DE MATERIALES	
				Fecha	Nombre	Denominación	
				Dib.	Alava M.	SOPORTE AGUJAS	
				Rev.	Ramirez C.	Escala 1:2.5	
				Apro.		A3	
						N.º de dibujo	
						INGE2787 - 25 - 07	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre				
						Materia Integradora	



				Tolerancias ± 0.1	Unidades mm	Materiales VER LISTA DE MATERIALES	
						Denominación	Escala
				Dib.	Fecha	Nombre	1:1
						Alava M.	
				Rev.		Ramirez C.	
				Apro.			A3
						N.º de dibujo	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nom- bre			Materia Integradora	





				Tolerancias ± 0.1	Unidades mm	Materiales VER LISTA DE MATERIALES	
					Fecha	Nombre	Denominación
				Dib.		Alava M. Ramirez C.	TAPA
				Rev.			Escala 1:1
				Apro.			A3
						N.º de dibujo	
						INGE2787 - 25 - 10	
Edi- ción	Modifi- cación	Fecha	Nom- bre			Materia Integradora	