

Diseño y Simulación de una Bomba de Insulina Automatizada para Pacientes con  
Diabetes Tipo 1

Santiago Martínez Martínez

Juliana Sarabia Rueda

Trabajo de Grado para Optar el Título de Ingeniero Mecánico

Director

Yennifer Yuliana Ríos Díaz

PhD. en Ciencias, Esp. Ingeniería Eléctrica

Codirector

Rodolfo Villamizar Mejía

PhD. Tecnologías De La Información

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2026

### **Dedicatoria**

Quiero dedicarle este trabajo, fruto de mi esfuerzo y perseverancia, a toda mi familia, pero en especial a mi madre, mujer que siempre me ha apoyado de manera incondicional. También se lo quiero dedicar a mi versión más joven: el adolescente de 17 años que quiso estudiar ingeniería mecánica, que no sabía la cantidad de retos que tendría por delante, pero que hoy puede decir que salió victorioso de aquella misión que emprendió por allá en el 2020. Y, por último y no menos importante, se lo dedico a Juliana, quien con su cariño y dulzura me acompañó en todo este proceso y sé que seguirá acompañándome en los demás obstáculos y retos que me presente la vida.

Santiago Martinez Martinez

Este trabajo está dedicado a mis padres, Julio Sarabia y Dominga Rueda, quienes han sido mi guía y mi mayor apoyo, formándome con amor y disciplina. A ellos les debo la persona que soy hoy y les estaré eternamente agradecida por acompañarme y creer en mí en cada paso.

Juliana Sarabia Rueda

### **Agradecimientos**

En primer lugar, quiero agradecerle a Dios, ya que sin Él nada sería posible. Le agradezco a mis padres y a mi familia por siempre darme el sustento y el soporte emocional con el cual pude afrontar todos los retos que se presentaban día a día. Agradezco a todos los maestros que aportaron su granito de arena para formarme como profesional; me moldearon y, gracias a ellos, hoy puedo decir que soy ingeniero mecánico. Le agradezco a la profesora Yennifer por su paciencia, compromiso, guía y apoyo; sin su ayuda, este proyecto no habría sido posible. Por último, le agradezco a mi amigo personal Andrés Barrios por su apoyo y por las noches en vela en pro de que este proyecto fuera una realidad.

Santiago Martinez Martinez

Antes que nada, agradezco a Dios por darme la fortaleza y ser mi mayor soporte en los días difíciles; sin Él, no habría logrado nada.

A mis padres, por apoyarme en cada momento y estar siempre presentes, por haber confiado en mí y ser mi mayor ayuda en la tierra.

A mis hermanos y sobrinos, quienes, con cada visita, me brindaban una recarga de amor y energía que hacía todo más fácil. A mis amigos, por hacer este recorrido académico mucho más llevadero. A Santiago, por su ayuda y apoyo incondicional.

A mis profesores, por permitirme aprender de ellos y aportar a la profesional que hoy estoy construyendo. En especial, agradezco a la profesora Yennifer, quien confió en nosotros para llevar a cabo este proyecto, nos guió en cada paso y siempre tendrá un lugar especial en mi corazón.

Juliana Sarabia Rueda

**Tabla de Contenido**

	<b>Pág.</b>
Introducción .....	11
1.Planteamiento del Problema .....	13
2. Objetivos.....	14
2.1 Objetivo General.....	14
2.2 Objetivos Específicos.....	14
3. Marco Conceptual y Antecedentes .....	15
3.1 Diabetes Mellitus: Generalidades y Clasificación .....	15
3.1.1 Diabetes Mellitus tipo 1 (DMT1). .....	15
3.2 Insulina.....	16
3.2.1 Tipos de insulina:.....	17
3.3 Modelo UVA/Padova.....	19
3.3.1 Subsistema de Glucosa .....	20
3.3.2 Subsistema de Insulina.....	20
3.3.3 Uso del Modelo en Sistemas de Control.....	21
4. Metodología .....	23
4.1 Implementar el algoritmo de control.....	23
4.1.1 Algoritmo de control seleccionado .....	23
4.2 Diseño del sistema de infusión .....	26
4.2.1 Tecnologías Aplicadas al Diseño del Dispositivo .....	26
4.2.2 Análisis y Selección de Alternativas.....	27
4.2.3 Diseño en Detalle del Subsistema de Dosificación.....	35

4.3 Diseño en Detalle del Subsistema de Interfaz de Usuario .....	41
4.3.1 Descripción general .....	41
4.3.2 Componente de Visualización .....	41
5. Resultados .....	43
5.1 Análisis de consumo energético.....	47
5.2 Pruebas de repetibilidad y protocolos de infusión .....	50
6. Conclusiones .....	54
6.1 Trabajo futuro .....	54
Referencias Bibliográficas .....	56
Apéndices.....	60

**Lista de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Criterios de comparación de alternativas.	31
Tabla 2. Evaluación de alternativas	34
Tabla 3. Consumo energético de los componentes del sistema	47
Tabla 4. Análisis del consumo de corriente en modo basal	48
Tabla 5. Configuración de batería y estimación de autonomía del sistema	49
Tabla 6. Datos obtenidos durante las pruebas del protocolo de alimentación	51

**Lista de Figuras**

	<b>Pág.</b>
<b>Figura 1.</b> Toma de glucosa con glucómetro.....	16
<b>Figura 2.</b> Vial de insulina.....	17
<b>Figura 3.</b> Esquema del simulador UVA/Padova para el sistema glucosa-insulina aceptado por la FDA.....	20
<b>Figura 4.</b> Algoritmo de control seleccionado en Simulink .....	24
<b>Figura 5.</b> Filamento PLA para impresión 3D .....	27
<b>Figura 6.</b> Matriz QFD para selección de alternativas .....	33
<b>Figura 7.</b> Diagrama del sistema de administración de insulina basado en control MPC.....	42
<b>Figura 8.</b> Simulación en Solidworks del ensamblaje final del dispositivo .....	43
<b>Figura 9.</b> Visualización de los componentes a partir del despiece del dispositivo.....	44
<b>Figura 10.</b> Prototipo de laboratorio de una bomba de insulina automatizada .....	46
<b>Figura 11.</b> Voltaje inicial antes de las pruebas .....	52
<b>Figura 12.</b> Posición inicial de la jeringa .....	53

**Lista de Apéndices**

Apéndice A. Código del ESP32 para conversión de la cantidad de insulina necesaria a pasos del motor y datos de la interfaz.....	60
Apéndice B. Vista explosionada de bomba de insulina.....	65
Apéndice C. Planos de la carcasa inferior .....	66
Apéndice D. Plano de la carcasa superior.....	67
Apéndice E. Vistas principales tarjeta ESP32 .....	67
Apéndice F. Vistas principales del controlador de carga baterías de Litio.....	68
Apéndice G. Vistas principales del elevador de voltaje DC/DC .....	68
Apéndice H. Vistas principales del interruptor.....	69
Apéndice I. Plano eje roscado.....	69
Apéndice J. Vistas principales de jeringa 3mL.....	70
Apéndice K. Vistas principales jeringa 3 mL .....	70
Apéndice L. Vistas principales motor 28BYJ-48 .....	71
Apéndice M. Vistas principales seguidor .....	71
Apéndice N. Vistas principales controlador ULN2003 .....	72
Apéndice O. Vistas principales batería de Litio .....	72
Apéndice P. Vistas principales pantalla OLED 0.96" I2C .....	73

## Resumen

**Título:** Diseño y Simulación de una Bomba de Insulina Automatizada para Pacientes con Diabetes Tipo 1\*

**Autor:** Santiago Martínez Martínez, Juliana Sarabia Rueda\*\*

**Palabras Clave:** Bomba de insulina, sistema automatizado, control de glucosa, dosificación, motor paso a paso.

**Descripción:** En el presente trabajo se desarrolló un prototipo de laboratorio de una bomba de insulina automatizada orientada a pacientes con diabetes mellitus tipo 1, con el objetivo de integrar un sistema capaz de estimar y administrar dosis de insulina en función de la ingesta de carbohidratos y el comportamiento glucémico de un paciente virtual.

El sistema propuesto combina un modelo computacional, una arquitectura electrónica y un mecanismo de dosificación. Para la estimación de la dosis se implementó un algoritmo de control desarrollado por la Universidad Industrial de Santander, basado en el entorno UVA/Padova, el cual permite determinar la cantidad de insulina requerida. Esta información es procesada mediante un módulo ESP32, donde se realiza la conversión de la dosis en señales físicas para el accionamiento del sistema.

El mecanismo de infusión se basa en un motor paso a paso acoplado a un tornillo de potencia, que transforma el movimiento rotacional en desplazamiento lineal del émbolo de una jeringa, permitiendo una dosificación controlada. El diseño fue previamente validado mediante simulación en SolidWorks.

Los resultados evidencian la correcta integración de los subsistemas y la capacidad del sistema para traducir una entrada de datos en una acción física de dosificación, validando la viabilidad del prototipo en un entorno controlado. No obstante, su aplicación en escenarios reales requiere la incorporación de sensores de monitoreo continuo de glucosa y procesos de validación clínica.

---

\* Trabajo de Grado

\*\* Facultad de Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería mecánica. Director: Yennifer Yuliana Ríos Díaz. PhD en Ciencias Codirector: Rodolfo Villamizar Mejía. PhD Tecnologías de la Información

### Abstract

**Title:** Design and Simulation of an Automated Insulin Pump for Type 1 Diabetes Mellitus Patients\*

**Author:** Santiago Martinez Martinez, Juliana Sarabia Rueda\*\*

**Key Words:** Insulin pump, automated system, glucose control, dosing, stepper motor.

**Description:** This work presents the development of a laboratory-scale prototype of an automated insulin pump intended for patients with type 1 diabetes mellitus. The objective is to integrate a system capable of estimating and administering insulin doses based on carbohydrate intake and the glycemic behavior of a virtual patient.

The proposed system combines a computational model, an electronic architecture, and a dosing mechanism. Insulin dose estimation is performed using a control algorithm developed by the Universidad Industrial de Santander, based on the UVA/Padova simulation environment, which determines the required insulin amount. This information is processed by an ESP32, where the calculated dose is converted into physical signals for system actuation.

The infusion mechanism is based on a stepper motor coupled to a lead screw, which converts rotational motion into linear displacement of a syringe plunger, enabling controlled dosing. The design was previously validated through simulation in SolidWorks.

The results demonstrate proper integration of the subsystems and the system's ability to translate input data into a physical dosing action, validating the feasibility of the prototype in a controlled environment. However, its application in real scenarios requires the incorporation of continuous glucose monitoring sensors and clinical validation processes.

---

\* Degree Work

\*\* Facultad de Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería mecánica. Advisor: Yennifer Yuliana Ríos Díaz. PhD en Ciencias. Co-advisor: Rodolfo Villamizar Mejía. PhD Tecnologías de la Información

## Introducción

La diabetes mellitus tipo 1 representa un desafío continuo para el desarrollo tecnológico en el ámbito biomédico, debido a la necesidad permanente de sustituir la función endocrina del páncreas mediante la administración controlada de insulina. A pesar de las mejoras en el uso de bombas de insulina y monitores continuos de glucosa, la adopción de estas tecnologías sigue siendo baja en muchas poblaciones y está influenciada por factores socioeconómicos, cobertura de seguros y demás (Sun et al., 2021; JAMA Network Open, 2025). Sumado a esto, la literatura médica ha documentado cómo el manejo diario de la diabetes tipo 1 puede representar una carga emocional significativa para los pacientes, debido a la necesidad de decisiones terapéuticas constantes y la vigilancia continua del estado glucémico (Lorente, 2022).

Teniendo esto en cuenta, la ingeniería ha adquirido un papel clave al impulsar soluciones que permitan mejorar la gestión de esta enfermedad mediante dispositivos más intuitivos, seguros y asequibles. Las tecnologías de administración automatizada de insulina, incluyendo sistemas híbridos de lazo cerrado que integran bombas de insulina con monitores continuos, han demostrado mejorar indicadores importantes como lo son la variabilidad glucémica y la gestión del tratamiento en comparación con métodos tradicionales (Pauley et al., 2022). Sin embargo, hay grandes desafíos, como los altos costos, la complejidad de uso y la accesibilidad limitada en regiones con recursos reducidos, lo que evidencia la necesidad de soluciones tecnológicas más accesibles y adaptadas (Frontiers in Clinical Diabetes and Healthcare, 2025).

Por ello, nace la iniciativa de diseñar una bomba de insulina automatizada basada en principios de diseño mecánico, electrónica y control, que pueda convertirse en una alternativa funcional a los dispositivos comerciales convencionales.

El propósito de este trabajo es diseñar y simular una bomba de insulina a través del modelado y la simulación se busca determinar los parámetros operativos, validar la viabilidad mecánica del sistema y optimizar su comportamiento antes de un eventual proceso de fabricación. Este enfoque permite integrar conocimientos de sistemas MEMS, control automático, interacción entre fluidos y mecanismos.

La relevancia de esta investigación radica en su contribución tanto al campo de la ingeniería como al ámbito social. Desde la ingeniería, se propone el diseño de un dispositivo biomédico accesible mediante metodologías de análisis y simulación. Desde el punto de vista social, plantea una solución que podría beneficiar a pacientes con diabetes tipo 1 en contextos donde el acceso a tecnologías avanzadas es limitado, contribuyendo así, a mejorar la calidad de vida, la adherencia al tratamiento y la equidad en el acceso a herramientas para el cuidado de la salud de los pacientes (Sun et al., 2021; *Frontiers in Clinical Diabetes and Healthcare*, 2025).

## 1. Planteamiento del Problema

La diabetes tipo 1 es una enfermedad crónica autoinmune en la que el sistema inmunológico ataca las células beta del páncreas encargadas de producir insulina, lo que impide la regulación adecuada de los niveles de glucosa en la sangre. Esta afección no está relacionada con el estilo de vida y suele manifestarse en la infancia o adolescencia, requiriendo un tratamiento permanente basado en la administración de insulina exógena, monitoreo continuo de los niveles de glucosa, un manejo adecuado de la alimentación y la actividad física para evitar complicaciones. (Hanas,2004).

Según la Cuenta de Alto Costo (CAC), en Colombia al 31 de agosto de 2023, se han reportado 1.860.370 casos de diabetes, de los cuales el 16,94% corresponde a diabetes tipo 1. (Cuenta de Alto Costo, 2023). Este porcentaje es una población significativa que depende completamente de la administración de inyecciones diaria de insulina por el resto de su vida. Lo cual puede generar errores en la dosificación, un control glucémico deficiente y posibles fallas en el tratamiento. Además, el alto costo y la complejidad técnica de estos dispositivos hace que sea imposible o poco eficiente su adopción en muchos contextos, especialmente en países en desarrollo, donde el sistema de salud deficiente limita el acceso a estas soluciones.

Debido a lo anterior, se plantea el desarrollo de una bomba de insulina automatizada que ofrezca un control preciso y continuo, ajustándose en tiempo real a las fluctuaciones de glucosa de cada paciente. El objetivo es diseñar un dispositivo que sea portátil, cómodo y accesible, permitiendo así mejorar la calidad de vida de las personas con diabetes tipo 1, independientemente de su edad o situación socioeconómica. Este enfoque contribuiría a reducir las complicaciones asociadas con un control inadecuado de la enfermedad y promover un tratamiento más equitativo.

## **2. Objetivos**

### **2.1 Objetivo General**

Construir un prototipo de laboratorio de una bomba de insulina automatizada para pacientes con diabetes tipo 1.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Implementar un algoritmo que ajuste la liberación de insulina en función del comportamiento de la glucosa en un paciente virtual.

Diseñar un sistema de infusión que administre dosis adecuadas de insulina según las necesidades del paciente virtual.

Crear una interfaz de usuario que permita visualizar en tiempo real los niveles de glucosa y la cantidad de insulina suministrada.

### 3. Marco Conceptual y Antecedentes

La diabetes mellitus es una enfermedad metabólica que afecta la capacidad del cuerpo para regular los niveles de glucosa en sangre. Entre sus formas, la diabetes tipo 1 requiere administración exógena de insulina para mantener el metabolismo estable.

#### 3.1 Diabetes Mellitus: Generalidades y Clasificación

La diabetes mellitus (DM) se define como un grupo de enfermedades metabólicas caracterizadas por hiperglucemia crónica, resultado de alteraciones en la secreción o acción de la insulina. Sus principales complicaciones afectan el sistema cardiovascular, los riñones, los ojos y los nervios (Matoori, 2022).

##### 3.1.1 Diabetes Mellitus tipo 1 (DMT1)

La diabetes mellitus tipo 1 (DMT1) es una enfermedad autoinmune caracterizada por la destrucción progresiva de las células beta del páncreas, células responsables de la producción de insulina, lo que conduce a una deficiencia absoluta de esta hormona. Se manifiesta clínicamente con hiperglucemia persistente, pérdida de peso y, en casos graves, cetoacidosis diabética. Su etiología está asociada a una predisposición genética que, en interacción con factores ambientales, desencadena la respuesta autoinmune. El tratamiento consiste en la administración de insulina exógena, ya sea mediante inyecciones múltiples diarias o a través de dispositivos automatizados de infusión.

**Figura 1.**

Toma de glucosa con glucómetro



*Nota.* Tomado de Tratamiento de la diabetes tipo 2, por Sanitas, 2023, <https://www.sanitas.es/biblioteca-de-salud/enfermedades-y-trastornos/diabetes/tratamiento-de-la-diabetes-tipo-2>

**3.1.1.2 Diabetes Mellitus tipo 2 (DMT2).** La diabetes mellitus tipo 2 (DMT2) es un trastorno metabólico caracterizado por la resistencia a la insulina y una disfunción progresiva de las células beta pancreáticas, lo que conduce a una alteración en la regulación de la glucosa en sangre. Entre sus principales causas se encuentran el envejecimiento, la obesidad, el sedentarismo y la predisposición genética. Su progresión suele ser lenta y puede permanecer asintomática durante varios años, lo que retrasa su diagnóstico en muchos casos. El tratamiento incluye modificaciones en el estilo de vida, como cambios en la alimentación y aumento de la actividad física, el uso de medicamentos antidiabéticos y, en determinadas situaciones, la administración de insulina.

### **3.2 Insulina**

La insulina es una hormona proteica clave en la regulación del metabolismo de carbohidratos, grasas y proteínas.

**Figura 2.**

Vial de insulina



*Nota.* Tomado de *Human Insulin vs Animal Insulin: Evidence-Based Comparison*, Canadian insulin, 2021, <https://canadianinsulin.com/articles/human-insulin-vs-animal-insulin/>

### ***3.2.1 Tipos de insulina***

La insulina se clasifica según el tiempo que tarda en actuar y cuánto dura su efecto en el organismo: las insulinas de acción rápida comienzan a trabajar aproximadamente entre los 15 y 30 minutos y se emplean antes de las comidas, las de acción intermedia tienen una duración intermedia (aproximadamente 10 a 16 horas) y ayudan a mantener niveles de glucosa entre comidas, y las de acción prolongada proporcionan cobertura de hasta 24 horas o más para emular la secreción basal de insulina (CDC, 2024).

A nivel internacional, existen varias investigaciones que han abordado el diseño de sistemas automatizados para la regulación de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1. Río (2019)

desarrolló un esquema de páncreas artificial basado en un controlador PID mejorado con inicialización automática, orientado a la personalización según las características metabólicas del paciente, logrando mantener la glucosa en rangos de normoglicemia durante la mayor parte del tiempo de simulación y reduciendo eventos de suspensión de insulina. Por su parte, Ríos (2019) propuso un enfoque basado en redes neuronales recurrentes y control neuro-difuso con predicción multietapa, demostrando mediante simulaciones que los métodos inteligentes pueden mantener perfiles glucémicos estables en diferentes poblaciones virtuales. En estos estudios es evidente la tendencia hacia estrategias de control adaptativo e inteligente en el desarrollo de páncreas artificiales, destacando la importancia de la estabilidad, precisión y capacidad de anticipación en la dosificación de insulina.

En el contexto nacional, se han desarrollado propuestas enfocadas en la optimización del almacenamiento y suministro de insulina mediante soluciones tecnológicas innovadoras. Muñoz y Patiño (2023) diseñaron una microcavidad electrónica flexible integrada con un sistema microelectromecánico (MEMS), orientada al almacenamiento seguro y dosificación automática del fármaco considerando variables como la actividad física del paciente. El prototipo desarrollado demostró viabilidad técnica y funcional en pruebas experimentales, aportando avances significativos en integración electrónica, miniaturización y manufactura aditiva. Este antecedente es relevante para la investigación ya que reforzar la importancia del diseño estructural y la compatibilidad del sistema con la insulina en dispositivos portátiles de administración automática.

A nivel regional, las investigaciones se han centrado principalmente en el desarrollo y validación de estrategias de control predictivo aplicadas a la regulación de glucosa. Arias y Tarazona (2018) implementaron un controlador predictivo validado sobre el modelo fisiológico UVA/Padova, evidenciando un desempeño superior frente a esquemas PID convencionales al

obtener perfiles glucémicos más cercanos a condiciones fisiológicas normales. De manera complementaria, Padilla (2021) diseñó un controlador predictivo robusto basado en un modelo matemático que incorpora la dinámica del vaciado gástrico y restricciones del sistema sensor-actuador, demostrando su viabilidad como base para futuros sistemas automatizados de dosificación.

### **3.3 Modelo UVA/Padova**

El modelo UVA/Padova es un modelo dinámico no lineal, descrito mediante un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias de primer orden, que representa el comportamiento del metabolismo de la glucosa en pacientes con diabetes mellitus tipo 1. El simulador de diabetes tipo 1, desarrollado en conjunto por la Universidad de Virginia (EE. UU.) y la Universidad de Padova (Italia), constituye una herramienta computacional ampliamente utilizada en investigación. En 2008, este simulador fue aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) como una alternativa a la experimentación con animales en laboratorio para la validación previa de nuevas estrategias de control del páncreas artificial (Man et al., 2014).

El modelo se compone de varios subsistemas fisiológicos interconectados, cada uno encargado de representar procesos clave que influyen en la concentración de glucosa en sangre. En términos generales, el modelo considera como entradas principales la tasa de infusión de insulina subcutánea y la ingesta de carbohidratos, y como salida la concentración de glucosa, ya sea a nivel plasmático o subcutáneo, dependiendo del punto de medición. Este modelo se puede ver ilustrado en la Figura 3.

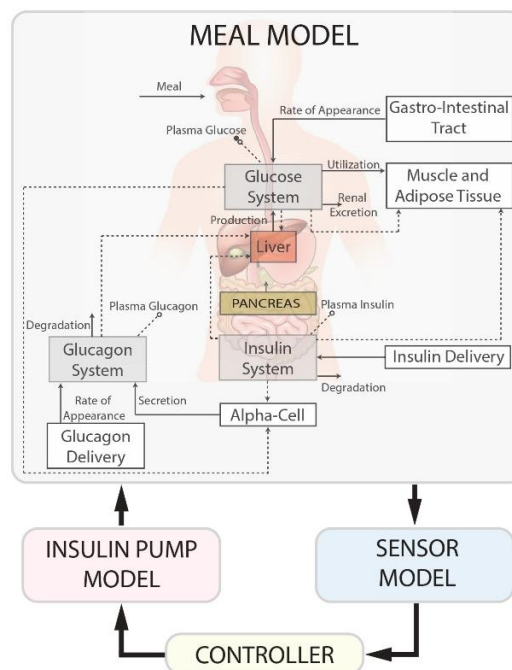
De acuerdo con la descripción presentada por Arias y Tarazona, el modelo UVA/Padova se divide en los siguientes subsistemas principales

### 3.3.1 Subsistema de Glucosa

Modela la dinámica de la glucosa plasmática y su distribución entre tejidos de equilibrio rápido y lento. Este subsistema describe el transporte, intercambio y acumulación de glucosa en los diferentes compartimentos del organismo.

#### Figura 3.

Esquema del simulador UVA/Padova para el sistema glucosa-insulina aceptado por la FDA.



*Nota.* Tomado de: Páncreas Artificial con base en Control Neuronal Óptimo Inverso y Predicción de Pasos Múltiples, por Y. Y. Ríos Díaz, 2019.

### 3.3.2 Subsistema de Insulina

Representa la cinética de la insulina exógena administrada al paciente, incluyendo su absorción subcutánea, distribución en plasma y acción retardada sobre la utilización de glucosa.

**3.3.2.1 Rata de Aparición de Glucosa (Ra).** Describe el proceso digestivo de los carbohidratos ingeridos, modelando el vaciamiento gástrico y la absorción intestinal de la glucosa hacia el torrente sanguíneo. Este proceso depende de la cantidad de glucosa presente en el estómago y del estado físico del alimento.

**3.3.2.2 Producción Endógena de Glucosa (EGP).** Representa la liberación de glucosa por parte del hígado, principalmente durante estados de ayuno. Este proceso es regulado por la acción conjunta de la insulina y el glucagón.

**3.3.2.3 Utilización de Glucosa.** Se divide en dos componentes: utilización insulino-independiente (principalmente por el cerebro) y utilización insulino-dependiente (tejidos periféricos y musculares).

**3.3.2.4 Excreción Renal de Glucosa.** Modela la eliminación de glucosa a través de la orina cuando los niveles plasmáticos superan el umbral renal.

**3.3.2.5 Cinética Subcutánea de Glucosa.** Representa el retardo y la dinámica asociada a la medición de glucosa mediante sensores subcutáneos, lo cual es especialmente relevante en sistemas de monitoreo continuo de glucosa (CGM).

La interacción entre estos subsistemas permite reproducir de forma realista el comportamiento dinámico de la glucosa en pacientes con diabetes tipo 1 ante perturbaciones como la ingesta de alimentos o la administración de insulina.

### ***3.3.3 Uso del Modelo en Sistemas de Control***

Una de las principales ventajas del modelo UVA/Padova es que permite evaluar estrategias de control avanzadas sin necesidad de experimentar directamente en pacientes reales. En el trabajo de referencia, el modelo es utilizado como planta virtual para el diseño y validación de un esquema de Control Predictivo Basado en Modelo con Residuos de Predicción (MPC-RP, por sus siglas en

inglés Model Predictive Control with Residual Prediction) es una extensión del control predictivo convencional que incorpora mecanismos de corrección basados en el error de predicción del sistema. Este enfoque se fundamenta en la capacidad del MPC tradicional para anticipar el comportamiento futuro de un sistema dinámico mediante un modelo matemático, optimizando una señal de control dentro de un horizonte de predicción. En el MPC convencional, el controlador utiliza un modelo del sistema para predecir la evolución futura de las variables de interés y, con base en dichas predicciones, determina la acción de control óptima que minimiza una función de costo. Sin embargo, en sistemas reales, especialmente en aplicaciones biomédicas como la regulación de la glucosa en sangre, pueden presentarse discrepancias entre el comportamiento real del sistema y el modelo utilizado, debido a incertidumbres, perturbaciones externas o variabilidad fisiológica del paciente (Laguna Sanz et al., 2017).

Para abordar esta limitación, el enfoque MPC-RP introduce el concepto de residuo de predicción, definido como la diferencia entre la salida real del sistema y la salida estimada por el modelo:

$$e(k) = y_{real}(k) - y_{pred}(k) \quad (1)$$

Este residuo es utilizado para ajustar dinámicamente las predicciones futuras del modelo, permitiendo compensar errores acumulados y mejorar la precisión del control. De esta manera, el controlador no solo se basa en el modelo nominal, sino que también incorpora información en tiempo real del desempeño del sistema.

En este proyecto, el modelo UVA/Padova se adopta como base para representar la dinámica del paciente diabético, permitiendo el desarrollo y análisis del sistema de control de la bomba de insulina en un entorno seguro, reproducible y validado científicamente.

## **4. Metodología**

Se va a exponer la metodología empleada para el desarrollo de la bomba de insulina automatizada, abarcando las etapas de análisis, diseño e implementación de los diferentes subsistemas que conforman el prototipo. Se detallan los criterios de selección de componentes, así como los procedimientos utilizados para la integración del sistema mecánico, electrónico y de control. Buscando cumplir con cada uno de los objetivos propuestos.

### **4.1 Implementar el algoritmo de control**

Para poder implementar un algoritmo de control que permita que la bomba pueda gestionar la administración de insulina de manera automática, primero se debe entender que es la diabetes, sus generalidades y consecuencias en los pacientes que la padecen.

#### ***4.1.1 Algoritmo de control seleccionado***

El algoritmo de control que se va a utilizar en este proyecto va a ser proporcionado por la escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones de la Universidad Industrial de Santander, que tiene como base el modelo de fisiológico de glucosa UVA/Padova.



Para mejorar la precisión del control, se incorpora un estimador de estados basado en el filtro de Kalman (EKF), el cual permite obtener estimaciones más confiables de las variables internas del sistema a partir de las mediciones de glucosa. Este proceso combina la predicción del modelo con la información del sensor, reduciendo el efecto del ruido y las incertidumbres.

En cada instante de muestreo, el controlador utiliza estas estimaciones junto con la información de carbohidratos ingresada para predecir el comportamiento futuro de la glucosa dentro de un horizonte de predicción. Posteriormente, se resuelve un problema de optimización que minimiza el error respecto a un perfil de glucosa deseado y el esfuerzo de control asociado a la administración de insulina, considerando además restricciones del sistema como los límites en la tasa de infusión.

En la implementación del sistema, el algoritmo de control desarrollado en MATLAB genera como salida la cantidad de insulina requerida, la cual es enviada al ESP32. Este dispositivo actúa como intermediario entre el entorno de simulación y el sistema físico, interpretando la información recibida y realizando la conversión de la dosis de insulina en un número equivalente de pasos del motor paso a paso, de acuerdo con la relación previamente definida entre volumen y desplazamiento lineal.

Adicionalmente, el ESP32 permite la visualización de los datos provenientes de la interfaz de usuario, tales como la dosis calculada y las variables de entrada del sistema, facilitando el monitoreo del proceso en tiempo real. De esta manera, no solo se establece la comunicación entre el modelo computacional y el actuador, sino que también se garantiza una supervisión continua del funcionamiento del sistema, contribuyendo a una operación más controlada y confiable.

## **4.2 Diseño del sistema de infusión**

Para poder llevar a cabo el segundo objetivo del proyecto el cual es el diseño del sistema de infusión, se deben tener en cuenta varios conocimientos previos y pasos a seguir al momento de concebir un diseño, como tener alternativas de diseño, y para esto se establecen inicialmente los requisitos funcionales y de desempeño del dispositivo, tales como precisión de dosificación, rango de administración y seguridad operativa. Luego se realiza el modelado matemático para relacionar el desplazamiento mecánico del actuador con el volumen de insulina dispensado, permitiendo dimensionar adecuadamente el mecanismo tornillo–tuerca y el motor paso a paso seleccionado. Posteriormente se realiza el cálculo de las fuerzas que actúan sobre el dispositivo y cuáles son las más críticas, pero antes de llegar a eso, se explicarán las tecnologías y herramientas que serán usadas para llevar a cabo la construcción de este prototipo de laboratorio.

### ***4.2.1 Tecnologías Aplicadas al Diseño del Dispositivo***

**4.2.1.1 Manufactura aditiva.** La manufactura aditiva, comúnmente conocida como impresión 3D, es un proceso de fabricación que permite producir componentes personalizados con geometrías complejas mediante la adición sucesiva de material capa por capa. Entre sus tecnologías más empleadas se encuentran el Modelado por Deposición Fundida (FDM), que utiliza polímeros termoplásticos como PLA y ABS para fabricar piezas funcionales, y la Estereolitografía (SLA), que emplea resinas fotosensibles curadas con luz ultravioleta para obtener alta precisión y buen acabado superficial. Entre sus principales ventajas se destacan la libertad de diseño, la reducción de desperdicio de material y la posibilidad de fabricar prototipos rápidos y personalizados; no obstante, presenta desventajas como limitaciones en propiedades mecánicas

comparadas con procesos tradicionales, tiempos de fabricación elevados en producciones masivas y costos relativamente altos en algunos materiales y equipos (Gibson, Rosen, & Stucker, 2021).

**Figura 5.**

Filamento PLA para impresión 3D



*Nota.* Tomado de: Comparativa entre el PLA, el ABS y el nylon, <https://markforged.com/es/resources/blog/pla-abs-nylon>

#### ***4.2.2 Análisis y Selección de Alternativas***

El diseño de un sistema de dosificación de insulina requiere un mecanismo de bombeo capaz de garantizar precisión, repetibilidad, confiabilidad y control exacto del volumen suministrado. Debido a la naturaleza crítica del medicamento y al estrecho rango terapéutico en pacientes con diabetes tipo 1, la selección del método de bombeo constituye uno de los componentes centrales del proyecto. Para este diseño se consideraron dos alternativas principales: (1) una bomba peristáltica, y (2) una bomba de desplazamiento positivo basada en jeringa, comúnmente denominada bomba de jeringa.

A continuación, se presenta el análisis detallado de ambas alternativas, sus principios de funcionamiento, ventajas, limitaciones y la justificación técnica de la selección final.

**4.2.2.1 Alternativa 1: Bomba Peristáltica.** La bomba peristáltica fue considerada como una de las alternativas para el sistema de administración de insulina debido a su capacidad para dosificar fluidos con precisión y mantener el fluido aislado de los componentes mecánicos.

**4.2.2.1.1 Principio de funcionamiento.** Las bombas peristálticas son un tipo de bomba de desplazamiento positivo. Su operación se basa en la oclusión secuencial de un tubo flexible mediante rodillos que giran alrededor de un rotor, generando cámaras móviles de fluido que avanzan a medida que los rodillos progresan sobre el tubo (MacDonald & Lowe, 2008; Pandey & Singh, 2010). Esta configuración asegura que el fluido permanezca completamente confinado dentro del tubo, evitando contacto con los componentes mecánicos externos.

Ventajas:

- Aislamiento del fluido: debido a que el fluido nunca entra en contacto con partes mecánicas, este tipo de bomba es muy utilizada en aplicaciones donde la esterilidad es fundamental (Pandey & Singh, 2010).
- Facilidad de reemplazo de tubos: el mantenimiento se limita principalmente al cambio del tubo.
- Simplicidad constructiva: el sistema mecánico es relativamente simple y robusto.
- Capacidad para bombear fluidos viscosos o con partículas: aunque no es el caso de la insulina, esta característica demuestra su versatilidad.

Desventajas

- Baja precisión en micro volúmenes: la dosificación depende de la elasticidad y deformación del tubo, lo que introduce variaciones (MacDonald & Lowe, 2008).

- Flujo pulsante: el paso de los rodillos genera pulsaciones que pueden comprometer la estabilidad de suministro en aplicaciones sensibles (Gowariker & Viswanathan, 2009).
- Desgaste del tubo: la fatiga del material puede alterar el caudal e incluso provocar fallos.
- Menor idoneidad para control fino mediante algoritmos: las variaciones elásticas del tubo dificultan un control estable con respuestas rápidas.

En aplicaciones como la infusión de insulina, donde los caudales son extremadamente bajos (del orden de microlitros por minuto), estas desventajas representan un obstáculo importante.

**4.2.2.2 Alternativa 2: Bomba de jeringa.** La bomba de jeringa representa una alternativa ampliamente utilizada en sistemas de infusión médica debido a su alta precisión en la administración de pequeños volúmenes de líquido.

**4.2.2.2.1 Definición y principio de funcionamiento.** Las bombas de jeringa son dispositivos de desplazamiento positivo en los que un émbolo se desplaza linealmente dentro de un cilindro (la jeringa), forzando la salida del fluido. El movimiento del émbolo se genera mediante un actuador lineal basado en un husillo roscado impulsado por un motor, usualmente un motor paso a paso, lo que permite un desplazamiento preciso y repetible (Webster & Clark, 2021; Cunningham, 2015). El volumen dispensado es directamente proporcional al desplazamiento del émbolo y puede modelarse matemáticamente a partir del paso del tornillo y la geometría interna de la jeringa.

#### Ventajas:

- Alta precisión volumétrica: debido a la naturaleza lineal del desplazamiento, la relación entre avance del husillo y volumen suministrado es altamente estable (Lee & Kim, 2018).
- Excelente repetibilidad: la relación entre vueltas del motor y movimiento del émbolo es constante.
- Facilidad de caracterización: el caudal se puede modelar matemáticamente mediante la geometría de la jeringa y el paso del tornillo.
- Bajas pulsaciones: no depende de ciclos de compresión como la peristáltica.

#### Desventajas

- Volumen limitado: el volumen máximo corresponde al tamaño de la jeringa seleccionada.
- Requiere estructura mecánica adicional: guías, husillo, tuerca, y soporte del motor.
- Necesidad de calibración: aunque su comportamiento es estable, requiere un proceso de calibración inicial.

A pesar de estas limitaciones, la bomba de jeringa es ampliamente utilizada en dispositivos médicos de infusión debido a su precisión y estabilidad (Webster & Clark, 2021; Lee & Kim, 2018).

### 4.2.2.3 Función de Calidad de las Alternativas.

**4.2.2.3.1 Comparación Técnica de Alternativas.** La Tabla 1 resume los criterios analizados de acuerdo con las necesidades del sistema de administración de insulina.

**Tabla 1**

Criterios de comparación de alternativas.

<b>Criterio</b>	<b>Bomba Peristáltica</b>	<b>Bomba de Jeringa</b>
<b>Precisión en micro volúmenes</b>	Baja	Alta
<b>Flujo pulsante</b>	Alto	Mínimo
<b>Desgaste</b>	Alto (tubo)	Bajo
<b>Complejidad mecánica</b>	Media	Media-Alta
<b>Complejidad electrónica</b>	Baja	Media
<b>Estabilidad a largo plazo</b>	Media	Alta
<b>Volumen máximo</b>	Alto	Limitado
<b>Adecuación para insulina</b>	Media	Alta

Para su posterior evaluación en la matriz de calidad QFD se escogieron los cinco criterios más importantes, los cuáles son: Precisión en micro volúmenes, estabilidad a largo plazo, desgaste, complejidad electrónica y adecuación para la insulina.

La precisión en micro volúmenes es esencial para evitar sobrecargas de insulina en pacientes con alta sensibilidad al cambio de esta, teniendo en cuenta también que la estabilidad a largo plazo es un factor clave para hacer de este un producto seguro y duradero. También, por el

lado del desgaste se busca que el mecanismo se mantenga con el menor deterioro posible para que sea un producto rentable en el tiempo. Y, por último, en temas de practicidad, la complejidad electrónica y la adecuación para la insulina son importantes para el manejo del mismo paciente, buscando ser lo más amigable y menos complejo en su manejo.

**4.2.2.4 Requerimientos del Usuario Para la Bomba de Insulina.** Sabiendo que la bomba de insulina desarrollada en este proyecto, no tendrá fines comerciales ni pruebas en personas, aun así, debe diseñarse teniendo en cuenta aspectos importantes para los pacientes en lo que están enfocado este dispositivo, como lo son:

**4.2.2.4.1 Seguridad.** Para evitar episodios de hipoglucemia e hiperglucemia, evitando picos bruscos.

**4.2.2.4.2 Confiabilidad y precisión.** Para medir la glucosa de forma precisa y estable o ajustar la insulina de manera confiable.

**4.2.2.4.3 Comodidad y portabilidad.** En cuanto a ser ligero y cómodo de llevar para no interferir con la movilidad o actividades diarias.

**4.2.2.4.4 Autonomía.** Batería con alta carga y depósito de insulina para uso prolongado.

**4.2.2.4.5 Mantenibilidad.** Las partes consumibles o desechables deben ser fáciles de reemplazar, así como su mantenimiento debe ser sencillo.

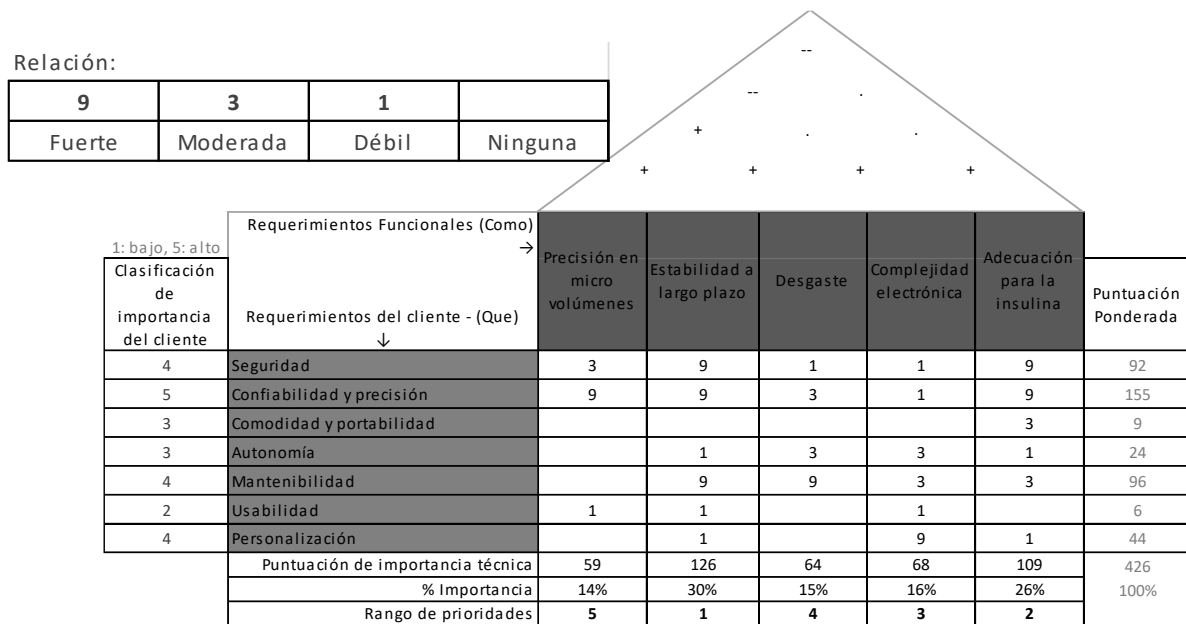
**4.2.2.4.6 Usabilidad.** Debe cumplir con una interfaz fácil de usar, intuitiva y clara para todo tipo de usuarios.

**4.2.2.4.7 Personalización.** Se debe adaptar a las necesidades del usuario como sensibilidad a la insulina, horarios de alimentación, entre otros.

**4.2.2.5 Matriz de Calidad Para la Bomba de Insulina.** Se establece la matriz de calidad y evaluación de alternativas para la bomba de insulina teniendo en cuenta tanto los requerimientos técnicos como los requerimientos del usuario.

**Figura 6.**

Matriz QFD para selección de alternativas



Tal como se observa en la Figura 6, fueron asignados valores para calificar la relación entre los requerimientos de diseño y del usuario. Por lo que, una vez evaluada la matriz QFD se obtuvieron los puntajes y pesos de los tres requerimientos de diseño más importantes los cuales fueron los encargados de la evaluación de alternativas para escoger la más adecuada. La evaluación de alternativas utilizó un puntaje de calificación de 1 a 5.

La matriz QFD permitió identificar y priorizar los requerimientos técnicos más relevantes para el diseño de la bomba de insulina automatizada. Con base en los puntajes ponderados obtenidos, los tres requerimientos de diseño con mayor importancia técnica fueron la precisión en

microvolúmenes (30%), la adecuación para la insulina (26%) y la complejidad electrónica (16%), los cuales fueron determinantes en la evaluación y selección de la alternativa de diseño más adecuada. Desde la perspectiva del usuario, la confiabilidad y precisión obtuvo la mayor puntuación ponderada (155), seguida por la mantenibilidad (96) y la seguridad (92), lo que refleja que en dispositivos de administración de insulina, cualquier desviación en la dosificación puede comprometer directamente la integridad clínica del paciente (Timms & Middleton, 2020; Heinemann, 2015).

Estos resultados orientaron el proceso de diseño hacia un sistema capaz de entregar microvolúmenes con alta resolución, compatible con insulina tipo U-100 y sustentado en una plataforma electrónica confiable. La precisión en la entrega de insulina resulta crítica dado que errores en la dosificación pueden derivar en episodios de hipoglucemia o hiperglucemia con consecuencias severas para el paciente (Pandey et al., 2018; Lee & Kim, 2018). En consecuencia, los requerimientos identificados mediante la matriz QFD sirvieron como criterios base para la evaluación de alternativas con una escala de calificación de 1 a 5, garantizando que la solución seleccionada respondiera de manera integral a las necesidades clínicas y técnicas del dispositivo.

**Tabla 2**

Evaluación de alternativas

	Puntaje QFD	%	Alternativa de Bomba de Jeringa		Alternativa de Bomba Peristáltica	
			Nota	Peso	Nota	Peso
<b>Estabilidad a largo plazo</b>	126	0,41584158	5	2,07920792	3	1,24752475
<b>Adecuación para la insulina</b>	109	0,35973597	4	1,43894389	3	1,07920792
<b>Complejidad electrónica</b>	68	0,22442244	3	0,67326733	4	0,89768977
<b>Total</b>	303	1		4,19141914		3,22442244

**4.2.2.6 Selección de la alternativa apropiada.** Considerando el contexto del proyecto el cual es una bomba de insulina automatizada orientada a micro dosificación controlada por un algoritmo, la precisión volumétrica, la estabilidad del flujo, la mínima pulsación y la capacidad de integración con controladores digitales son los factores principales que determinan la elección de una alternativa.

La bomba peristáltica, aunque simple y versátil, presenta limitaciones significativas en cuanto a precisión, pulsaciones y desgaste, lo cual la hace poco adecuada para aplicaciones donde se deben administrar micro volúmenes con alta exactitud (Gowariker & Viswanathan, 2009).

Por el contrario, la bomba de jeringa ofrece un desempeño superior en términos de control, estabilidad y modelabilidad, siendo ampliamente recomendada en la literatura para aplicaciones médicas críticas (Webster & Clark, 2021; Lee & Kim, 2018).

Además, los avances actuales en sistemas de páncreas artificial muestran que los dispositivos de infusión precisos basados en actuadores lineales son la tecnología dominante debido a su confiabilidad y capacidad de integración con algoritmos avanzados de control (Kovatchev et al., 2019; Bequette, 2012).

Por lo tanto, la alternativa seleccionada es la bomba de desplazamiento positivo basada en jeringa, debido a que se alinea de forma conveniente con los requerimientos de precisión, control y estabilidad necesarios para una bomba de insulina.

### ***4.2.3 Diseño en Detalle del Subsistema de Dosificación***

Esta sección presenta los fundamentos empleados para determinar el pitch del tornillo, el diámetro útil de la jeringa y las características cinemáticas del motor paso a paso. Estos parámetros

permiten asegurar una dosificación precisa, condición indispensable en dispositivos de administración de insulina (Timms & Middleton, 2020).

**4.2.3.1 Geometría de la Jeringa.** Se consideraron varias opciones de jeringas comerciales teniendo en cuenta su precisión en la dosificación, disponibilidad comercial, seguridad en la conexión y facilidad a la hora de realizar el ensamble. Se analizaron jeringas con capacidades de 1mL a 3 mL, sabiendo que el diámetro interno influiría en el volumen desplazado.

Así mismo, se priorizó la seguridad de la conexión buscando que tuviese una fijación apta y que durante la operación no ocurran fugas.

Teniendo en cuenta estos parámetros se va a utilizar una jeringa estándar de 3 mL tipo Luer-Lock, cuyas dimensiones se encuentran documentadas en catálogos de fabricantes como BD y Terumo. Según especificaciones típicas (BD, 2021):

- Volumen nominal: 3mL
- Diámetro interno del cilindro: entre 8.6 y 9.0 mm

Para hallar el valor del área transversal promedio se utilizará la ecuación 1.

$$A = \frac{\pi}{4} * d^2 \quad (2)$$

Donde:

A: Área transversal promedio.

d: diámetro interno del cilindro (mm).

$$A = \frac{\pi}{4} * (8,8)^2$$

$$A = 60,8 \text{ mm}^2$$

Se obtiene que el área transversal de la jeringa tiene un valor de  $60,8 \text{ mm}^2$ . Este es consistente con estudios de análisis geométrico de jeringas pequeñas (Khan et al., 2019).

**4.2.3.2 Relación Desplazamiento – Volumen.** La relación lineal entre desplazamiento y volumen para una unidad de insulina se obtiene mediante la ecuación:

$$L = \frac{V}{A} \quad (3)$$

Donde:

V: Volumen ( $\text{mm}^3$ )

L: Desplazamiento (mm)

Este modelo es ampliamente utilizado en dispositivos de microflujo que emplean émbolos lineales (Nguyen & Wereley, 2002). Sabiendo que una unidad de insulina equivale a 0,01 mL y utilizando el área transversal obtenida con la ecuación anterior se realiza el cálculo del desplazamiento utilizando la ecuación 2.

$$L = \frac{(0,01 \text{ mL})(1000 \frac{\text{mm}^3}{\text{mL}})}{(60,8 \text{ mm}^2)}$$

$$L = 0,1644 \text{ mm}$$

El desplazamiento de 0,1644 mm permite calibraciones de microvolumen compatibles con dosificaciones de insulina (Heinemann, 2015)

#### 4.2.3.3 Selección del Tornillo.

**4.2.3.3.1 Tipo de Mecanismo.** Para convertir el movimiento rotacional del motor en movimiento lineal del émbolo se analizaron diferentes mecanismos de transmisión, tales como sistemas de tornillo-tuerca, husillos trapezoidales y mecanismos de cremallera. La evaluación se realizó considerando criterios como precisión en el desplazamiento, facilidad de control, capacidad de carga, disponibilidad comercial y facilidad de integración con el sistema propuesto.

Se adoptó un tornillo métrico tipo M5 o trapezoidal estándar, siguiendo el enfoque de microactuadores de precisión recomendado por De Silva (2015).

**4.2.3.3.2 Pitch Seleccionado.** Se evaluaron pasos entre 0.5 mm y 1.25 mm. El pitch final de 0.8 mm se seleccionó por equilibrio entre resolución y velocidad, siguiendo recomendaciones para actuadores lineales de baja carga (Liu & Wang, 2017).

**4.2.3.4 Motor Paso a Paso 28BYJ-48 y Conversión Angular-Lineal.** Para el desarrollo de este prototipo, se selecciona el motor paso a paso 28BYJ-48, ya que este está ampliamente documentado en aplicaciones de posicionamiento (Anderson, 2018). Sus características son:

- 32 pasos internos por revolución
- Reducción interna: 1/64
- Pasos efectivos por revolución del eje de salida:  $32 \times 64 = 2048$  pasos/rev

**4.2.3.4.1 Resolución Lineal.** La resolución lineal del sistema se define como el desplazamiento mínimo del émbolo generado por un paso del motor. Este parámetro es

fundamental para determinar la capacidad de dosificación del sistema, ya que establece la cantidad mínima de fluido que puede ser administrada.

Para su cálculo, se estableció la relación entre el paso del tornillo (pitch) y el número de pasos por revolución del motor paso a paso, mediante la siguiente expresión:

$$Resolución = \frac{pitch}{2048} \quad (4)$$

Donde:

Pitch : paso del tornillo (mm)

$$Resolución = \frac{0,8 \text{ mm}}{2048}$$

$$Resolución = 0,000390625 \frac{\text{mm}}{\text{paso}} \approx 0,39 \mu\text{m/paso}$$

La literatura señala que resoluciones inferiores a 5  $\mu\text{m}$  permiten dosificación submicrolitro. En este caso, la resolución teórica de 0.39  $\mu\text{m}$  es compatible con ese umbral, pero se aclara que la resolución efectiva dependerá del backlash del gearbox, la fricción y la compresibilidad del fluido (Pandey et al., 2018).

#### **4.2.3.4.2 Volumen por paso.**

$$V_{paso} = A * Resolución \quad (5)$$

$$V_{paso} = 60,8 \text{ mm}^2 * 0,000390625 \text{ mm}$$

$$V_{paso} = 0.0000237 \text{ mm}^3$$

Este nivel de precisión está dentro del rango recomendado para bombas de infusión de baja tasa (Heinemann, 2015).

**4.2.3.5 Carrera Utilizable y Volumen Máximo.** La carrera utilizable del sistema se definió a partir de la longitud efectiva de desplazamiento del émbolo de la jeringa. Este parámetro permite estimar el volumen máximo que puede ser dispensado, así como el número total de pasos requeridos para recorrer la totalidad de la carrera. La jeringa permite una carrera lineal cercana a 50 mm, lo cual está documentado en hojas técnicas (BD, 2021). El volumen máximo está definido como:

$$V_{max} = A * L_{carrera} \quad (6)$$

$$V_{max} = 60,8 \text{ mm}^2 * 50 \text{ mm}$$

$$V_{max} = 3040 \text{ mm}^3 \approx 3,04 \text{ mL}$$

El número de pasos requeridos para recorrer la carrera completa es:

$$N_{pasos} = \frac{L_{carrera}}{Resolución} \quad (7)$$

$$N_{pasos} = \frac{50 \text{ mm}}{0,000390625 \frac{\text{mm}}{\text{paso}}}$$

$$N_{pasos} = 128000 \text{ pasos}$$

Un valor de 128000 pasos es una cifra manejable para microcontroladores modernos como el ESP32 (Espressif, 2020). A 1000 pasos/s la carrera completa tarda  $\approx 128$  s (2.1 min), lo cual es completamente razonable para una bomba de infusión.

El número de pasos requeridos para recorrer la carrera completa es  $\sim 128\ 000$  pasos, cifra manejable para microcontroladores modernos como el ESP32, la cual es la tarjeta que integrara el prototipo (Espressif, 2020).

### **4.3 Diseño en Detalle del Subsistema de Interfaz de Usuario**

#### ***4.3.1 Descripción general***

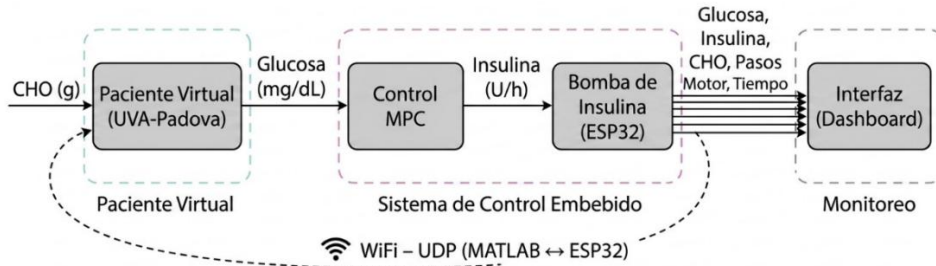
Como tercer objetivo del proyecto, se diseñó e implementó una interfaz de usuario que permite visualizar en tiempo real los parámetros clínicos y operativos del sistema de dosificación automatizada de insulina como: comida, ingesta de carbohidratos, insulina suministrada, tiempo de funcionamiento y valor de glucosa. Esta interfaz constituye el canal de comunicación entre el algoritmo de control ejecutado en el microcontrolador ESP32 y el operador o paciente, proporcionando retroalimentación visual inmediata sobre el estado del sistema sin requerir dispositivos externos como computadores o teléfonos móviles (Bergman et al., 2021).

#### ***4.3.2 Componente de Visualización***

Se seleccionó una pantalla OLED monocromática de 0.96 pulgadas con resolución de 128×64 píxeles y protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C, conectada directamente al ESP32 mediante los pines SDA y SCL. Esta tecnología fue elegida por sus ventajas en aplicaciones integradas de bajo consumo: alto contraste sin retroiluminación externa, tiempo de respuesta inferior a 1 ms, operación en un rango de voltaje de 3.3 V compatible con el ESP32, y legibilidad en condiciones de baja iluminación (Luo et al., 2020). La comunicación I<sup>2</sup>C permite además reducir el número de pines utilizados a tan solo dos líneas de datos, lo cual simplifica el cableado del prototipo.

**Figura 7.**

Diagrama del sistema de administración de insulina basado en control MPC



La Figura 6 presenta el diagrama de bloques del sistema propuesto para la administración automatizada de insulina. El sistema inicia con la entrada de carbohidratos (CHO), los cuales son procesados por un modelo de paciente virtual basado en UVA-Padova para generar la señal de glucosa. Esta información es utilizada por un controlador predictivo (MPC) que estima la dosis adecuada de insulina. Posteriormente, la señal de control es enviada a una bomba de insulina implementada con un microcontrolador ESP32, encargada de ejecutar la dosificación mediante un motor. Finalmente, las variables relevantes del sistema, como glucosa, insulina, carbohidratos, pasos del motor y tiempo transcurrido, son visualizadas en una interfaz de monitoreo. La comunicación entre MATLAB y el ESP32 se realiza de manera inalámbrica mediante protocolo WiFi utilizando UDP.

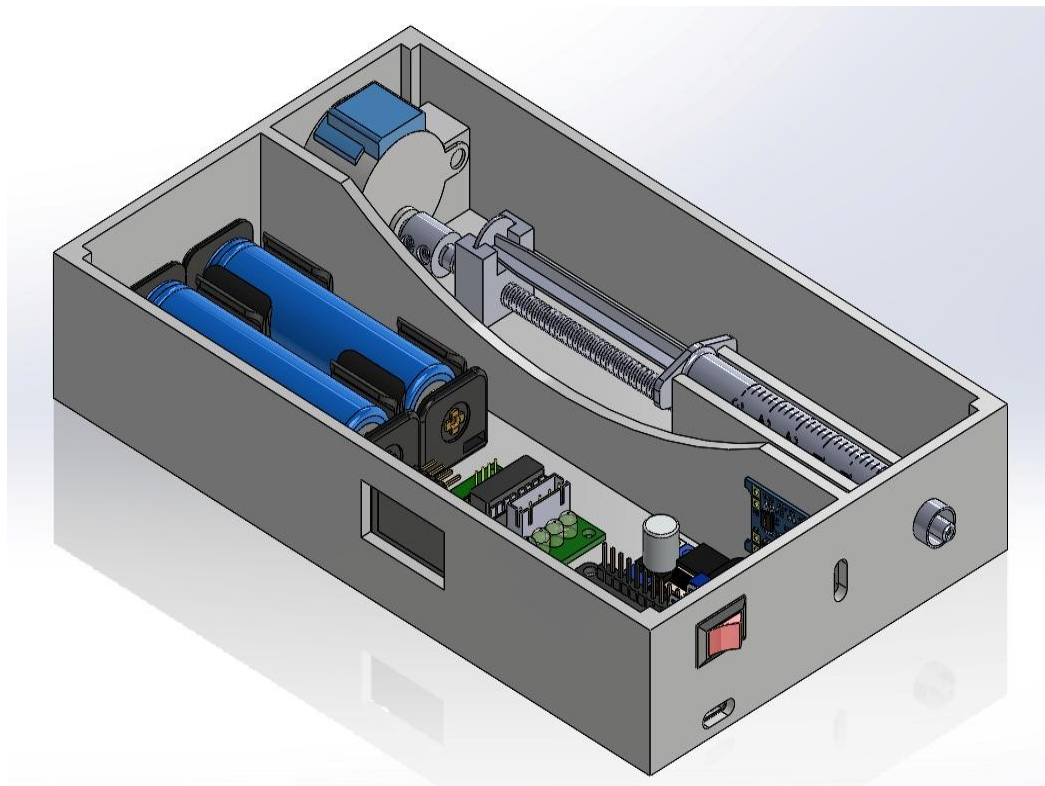
## 5. Resultados

Como resultado del desarrollo del proyecto, se obtuvo un prototipo funcional de una bomba de insulina automatizada, el cual integra de manera coherente el diseño mecánico, la electrónica de control y el modelo computacional de dosificación.

En una primera etapa, se realizó la simulación del sistema mediante el software SolidWorks, donde se diseñaron y validaron todos los componentes del dispositivo. A partir de este entorno virtual, se verificó el correcto acoplamiento entre los elementos mecánicos, la distribución interna del sistema y la viabilidad del ensamblaje. Posteriormente, se llevó a cabo la implementación física, logrando una correspondencia adecuada entre el modelo simulado y el prototipo real.

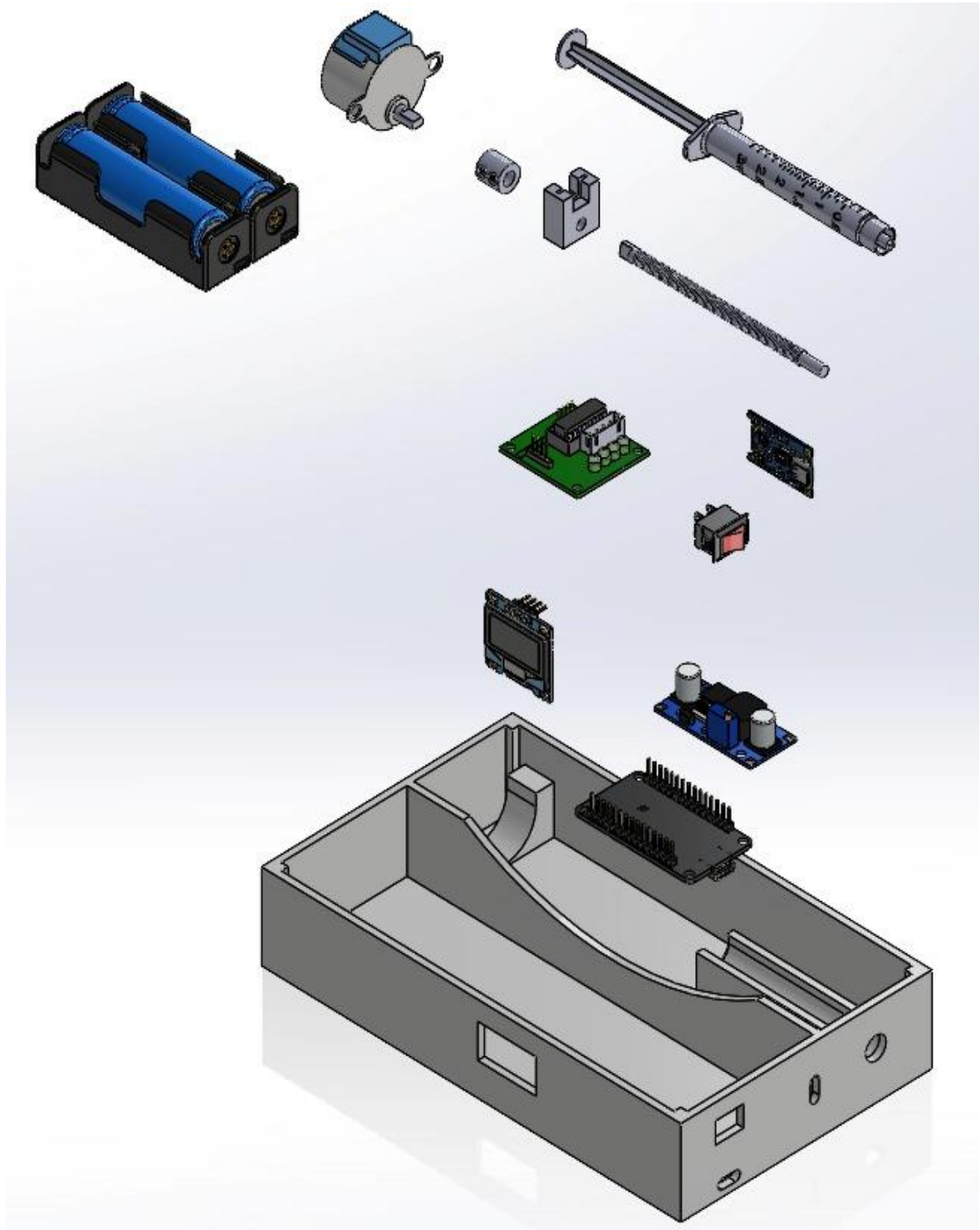
### Figura 8.

Simulación en Solidworks del ensamblaje final del dispositivo



**Figura 9.**

Visualización de los componentes a partir del despiece del dispositivo



Las Figuras 8 y 9 muestran, respectivamente, el despiece del sistema y el ensamblaje final del dispositivo. En estas se identifican los principales subsistemas: fuente de alimentación, unidad de control, sistema de accionamiento y mecanismo de dosificación.

En cuanto a la arquitectura mecánica, el sistema de dosificación se basa en la conversión de movimiento rotacional a movimiento lineal. Para esto, se emplea un motor paso a paso 28BYJ-48, el cual, a partir de la señal de control generada por el sistema electrónico, produce pequeños desplazamientos angulares con alta precisión. Este movimiento es transmitido a un tornillo de potencia, encargado de transformar la rotación en un desplazamiento lineal controlado.

El desplazamiento lineal generado acciona directamente el émbolo de la jeringa, permitiendo la administración precisa del volumen de insulina. La relación entre el número de pasos del motor y el volumen suministrado está determinada por el paso del tornillo y la resolución del motor, lo que garantiza un control fino de la dosificación. De esta manera, el sistema mecánico actúa como un convertidor físico que traduce señales digitales en una entrega controlada del fluido, cumpliendo con los requerimientos de precisión del dispositivo.

Por otra parte, la arquitectura electrónica se compone por el módulo ESP32. Desde Matlab se ejecuta el algoritmo de control basado en el simulador UVA/Padova, el cual estima la cantidad de insulina requerida en función de la ingesta de carbohidratos, constituyendo la salida principal del sistema de control.

El ESP32 recibe dicha información y realiza la conversión de unidades de insulina a número de pasos del motor, considerando las características del sistema mecánico. Para el accionamiento del motor, se emplea el driver ULN2003, el cual actúa como interfaz de potencia entre el microcontrolador y el motor paso a paso, permitiendo el manejo adecuado de corriente y

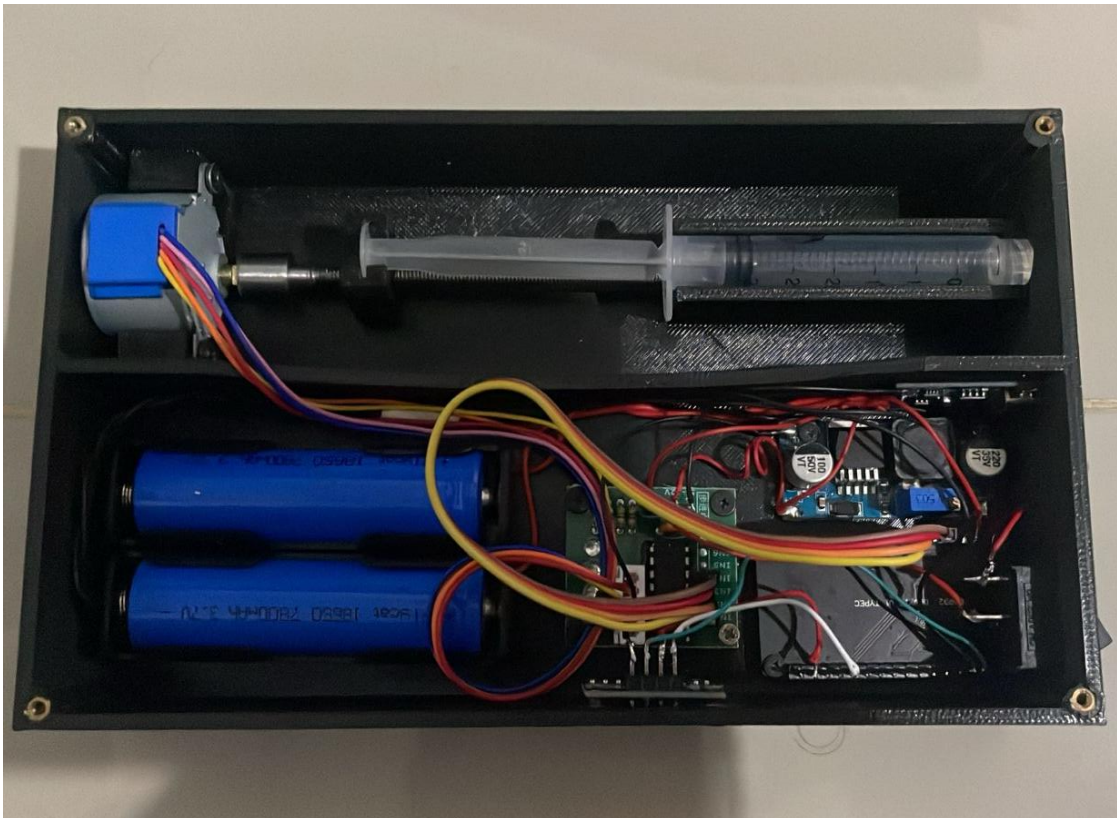
garantizando un funcionamiento seguro y estable del actuador. De esta forma, se establece el vínculo entre el modelo computacional y la acción física del dispositivo.

Adicionalmente, el sistema incorpora una interfaz de usuario mediante una pantalla OLED 0.96 SSD1306 con comunicación I2C, en la cual se visualizan variables relevantes como la cantidad de carbohidratos ingresados, la dosis de insulina calculada y los pasos ejecutados por el motor, permitiendo el monitoreo del sistema en tiempo real.

Finalmente, la gestión energética se realiza mediante el módulo de carga TP4056 para baterías de litio, junto con un convertidor elevador CN6009, el cual asegura niveles de voltaje adecuados para el funcionamiento de todos los componentes electrónicos del sistema, contribuyendo a su estabilidad operativa y portabilidad.

**Figura 10.**

Prototipo de laboratorio de una bomba de insulina automatizada



### 5.1 Análisis de consumo energético

Se realizaron pruebas de consumo energético del sistema, evaluando los principales componentes de la bomba de insulina, como el microcontrolador, la pantalla, el sistema de carga y el actuador.

**Tabla 3**

Consumo energético de los componentes del sistema

Componente	Tensión	I activa	I standby	P activa	Observación
ESP32	3.3 V	80–240 mA	0.01 mA	264–792 mW	MCU principal
OLED 0.96" I2C (SSD1306)	3.3 V	20–30 mA	0.08 mA	66–99 mW	Pantalla
TP4056 (módulo de carga)	5 V (USB)	800–1000 mA	0.055 mA	~4 W	Solo al cargar
28BYJ-48 + ULN2003	5 V	240–320 mA	0 mA *	1200–1600 mW	Intermitente
CN6009 (elevador DC-DC)	3.7→5 V	$\eta \approx 85 \%$	0.5 mA	Pérd. ~15 %	Alimenta motor

En la Tabla 3 se presenta el consumo eléctrico individual de los principales componentes del sistema. Se observa que el elemento de mayor demanda energética es el motor paso a paso 28BYJ-48 junto con el driver ULN2003, con un consumo elevado durante operación activa, debido a los requerimientos de torque para el accionamiento mecánico del sistema.

Es importante destacar que este consumo depende del modo de operación del driver, ya que, cuando el ULN2003 se deshabilita entre pasos, el consumo en reposo es prácticamente nulo, mientras que en modo de retención (holding) puede alcanzar valores cercanos a 160 mA. Esto evidencia la relevancia de implementar estrategias de control que reduzcan el tiempo en estado de retención para mejorar la eficiencia energética.

El ESP32 presenta un consumo moderado (264–792 mW), pero continuo, lo que lo convierte en un componente significativo dentro del balance energético total. La pantalla OLED mantiene un consumo bajo, siendo adecuada para aplicaciones portátiles.

Por su parte, el módulo TP4056 presenta un consumo elevado (~4 W), aunque este ocurre únicamente durante la carga, por lo que no afecta la autonomía en operación normal. Finalmente, el convertidor CN6009 introduce pérdidas cercanas al 15 %, asociadas a su eficiencia (~85 %), lo cual debe ser considerado en el análisis energético del sistema.

Finalmente, el sistema demostró ser capaz de integrar satisfactoriamente los diferentes subsistemas, logrando la traducción efectiva desde una entrada (ingesta de carbohidratos) hasta una salida física (dosificación de insulina), validando así la viabilidad del prototipo en un entorno controlado.

**Tabla 4**

Análisis del consumo de corriente en modo basal

Componente	Ciclo de trabajo	I pico (bat.)	I promedio (bat.)	% del total
ESP32 (sin Wi-Fi continuo)	100 %	89 mA	89.0 mA	76.7 %
OLED 0.96" I2C	20 %	22 mA	4.4 mA	3.8 %
Motor 28BYJ-48 (vía CN6009)	5 %	445 mA	22.3 mA	19.2 %
CN6009 (quiescent)	100 %	0.5 mA	0.5 mA	0.4 %
TP4056 (standby)	100 %	0.055 mA	0.055 mA	< 0.1 %
<b>TOTAL</b>	—	—	<b>116.3 mA</b>	<b>100 %</b>

La Tabla 4 muestra el comportamiento del sistema en condiciones de operación basal, considerando un ciclo de trabajo donde el motor opera el 5 % del tiempo y la pantalla el 20 %. Las corrientes se encuentran referidas a la batería (3.7 V), lo cual permite un análisis más realista del consumo energético total.

Para ello, se emplea la relación de conversión de corriente en función del voltaje y la eficiencia del sistema, destacando que la corriente del motor a nivel de batería se calcula considerando la elevación de tensión y la eficiencia del convertidor DC-DC, lo que da lugar a un valor pico aproximado de 445 mA.

En este escenario, el ESP32 domina el consumo total con un 76.7 %, debido a su operación continua. El motor, aunque presenta un alto consumo instantáneo, aporta un 19.2 % al consumo promedio gracias a su bajo ciclo de trabajo, lo que confirma la efectividad de su operación intermitente.

Los demás componentes, incluyendo la pantalla y los módulos auxiliares (CN6009 y TP4056 en standby), tienen una contribución inferior al 5 %, siendo poco relevantes en el consumo global. El sistema presenta un consumo promedio total de 116.3 mA, valor clave para la estimación de la autonomía.

**Tabla 5**

Configuración de batería y estimación de autonomía del sistema

Parámetro	Descripción	Valor
Celdas	2× 18650 en paralelo	—
Capacidad por celda	Valor conservador verificable	3 500 mAh
Capacidad total	2 × 3 500 mAh (paralelo)	7 000 mAh
Tensión nominal	Li-Ion 18650	3.7 V
Energía total disponible	$C \times V = 7000 \text{ mAh} \times 3.7 \text{ V}$	25.9 Wh
Autonomía - modo basal (5% motor)	$7000 \text{ mAh} \div 116.3 \text{ mA}$	≈ <b>60.2 h (2.5 días)</b>
Autonomía - modo bolo (15% motor)	$7000 \text{ mAh} \div 161.0 \text{ mA}$	≈ <b>43.5 h (1.8 días)</b>

En la Tabla 6 se presenta la configuración energética basada en dos baterías tipo 18650 conectadas en paralelo, lo que permite alcanzar una capacidad total de 7000 mAh a una tensión nominal de 3.7 V, equivalente a una energía disponible de aproximadamente 25.9 Wh.

La capacidad adoptada de 3500 mAh por celda corresponde a un valor conservador y técnicamente verificable, considerando los límites físicos del formato 18650. Esto resulta especialmente relevante, ya que algunos fabricantes reportan valores superiores (como 7800 mAh), los cuales exceden las capacidades reales de este tipo de baterías.

Bajo condiciones de operación basal, el sistema alcanza una autonomía aproximada de 60.2 horas, mientras que en modo de mayor demanda (bolo), donde aumenta el uso del motor, la autonomía se reduce a 43.5 horas. Esto evidencia la influencia directa del sistema de accionamiento sobre el consumo energético.

En conjunto, los resultados muestran que el sistema presenta un equilibrio adecuado entre consumo y autonomía, siendo viable para aplicaciones portátiles, aunque con oportunidades de mejora enfocadas en la optimización del consumo del microcontrolador y la eficiencia del sistema de potencia.

## **5.2 Pruebas de repetibilidad y protocolos de infusión**

Se realizó el protocolo de pruebas diseñado para evaluar la repetibilidad del sistema de infusión de insulina, entendida como la capacidad del dispositivo para operar de manera consistente bajo condiciones controladas. Este análisis es fundamental en sistemas biomédicos, donde la precisión y estabilidad en la dosificación son factores críticos para su correcto funcionamiento.

Para la ejecución del protocolo, se establecieron condiciones iniciales estandarizadas, fijando un nivel de glucosa en sangre de 122 mg/dL. Asimismo, se implementó un régimen de cinco ingestas diarias de carbohidratos, distribuidas en desayuno, merienda, almuerzo, snack y cena. Tomando como referencia los valores de ingesta utilizados por Ríos (2019) se observa que

se utiliza una carga media para las comidas entre 70g y 130g. En este trabajo se utilizaron valores de ingesta mucho más elevados buscando someter al sistema a condiciones críticas. Por ello, los escenarios representativos de carga glucémica están creados con valores de 100 g para cada ingesta, excepto el almuerzo, en el cual se definió una carga de 300 g.

Bajo estas condiciones, el protocolo fue repetido en tres iteraciones, evaluando la cantidad de insulina administrada y el comportamiento energético del sistema, este último mediante la medición de la variación del voltaje de la batería como se puede observar en la figura 8. De esta manera, se busca verificar la consistencia en la dosificación y la estabilidad en el consumo energético, permitiendo validar la repetibilidad del sistema en su operación. El video de las pruebas realizadas se encuentra en el apéndice Q y arrojaron los siguientes resultados.

Voltaje inicial: 4.03 V

Volumen inicial de la jeringa: 3 mL

**Tabla 6**

Datos obtenidos durante las pruebas del protocolo de alimentación

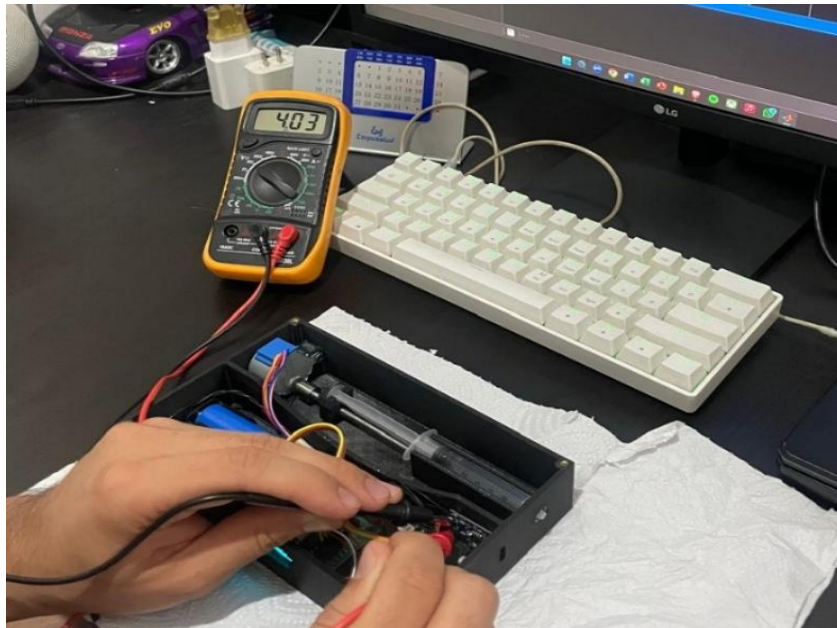
Protocolo	Ingesta diaria	Volt inicial	Volt final	Volumen inicial	Volumen final
Protocolo 1	Desayuno 7:00 am	4.03 V	4.01 V	3 mL	2.98 mL
	Merienda 9:00 am				
	Almuerzo 1:00 pm				
	Snack 4:00 pm				
	Cena 7:00 pm				
Protocolo 2	Desayuno 6:00 am	4.01 V	4.0 V	3 mL	2.98 mL
	Merienda 9:00 am				
	Almuerzo 11:00 am				
	Snack 3:00 pm				
	Cena 9:00 pm				
Protocolo 3	Desayuno 9:00 am	4.0 V	3.99 V	3 mL	2.98 mL
	Merienda 11:00 am				
	Almuerzo 3:00 pm				
	Snack 5:00 pm				
	Cena 8:00 pm				

A partir de los datos obtenidos en las tres iteraciones del protocolo de pruebas, se puede evaluar la repetibilidad del sistema. En cuanto a la dosificación, se observa que en las tres pruebas el volumen inicial fue de 3 mL y el volumen final de 2.98 mL, lo que indica una entrega constante de 0.02 mL de insulina en cada iteración. Esta uniformidad en los resultados evidencia una alta precisión y repetibilidad del sistema de infusión.

Por otro lado, el análisis del comportamiento energético, realizado mediante la variación del voltaje de la batería, muestra una caída de 0.02 V en la primera prueba y de 0.01 V en la segunda y tercera. Aunque se presenta una ligera diferencia en la primera medición, los valores son muy cercanos entre sí, lo que indica un consumo energético estable del sistema. Los resultados obtenidos demuestran que el sistema presenta un comportamiento altamente repetible, tanto en la dosificación de insulina como en el consumo energético.

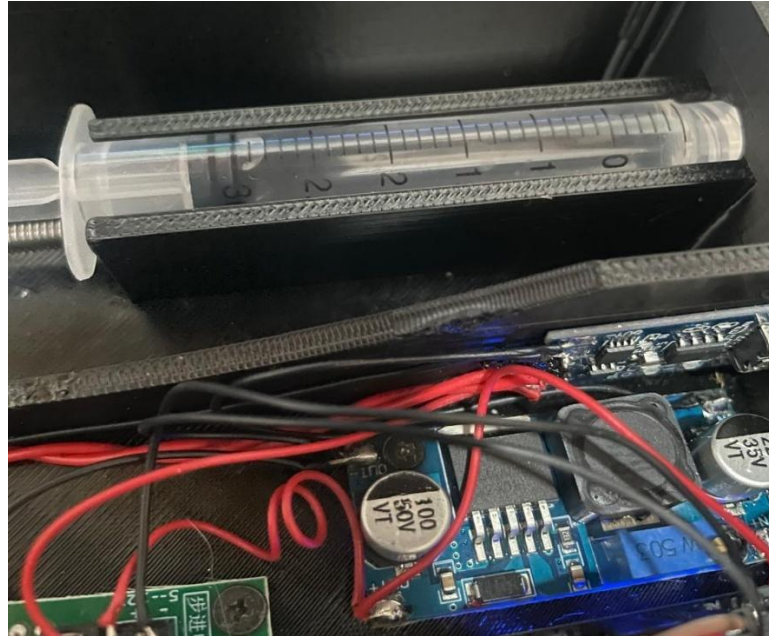
### **Figura 11.**

Voltaje inicial antes de las pruebas



**Figura 12.**

Posición inicial de la jeringa



Los resultados obtenidos demuestran que el sistema presenta un comportamiento altamente repetible, tanto en la dosificación de insulina como en el consumo energético. Las pequeñas variaciones observadas pueden atribuirse a factores propios de la batería, como su estado de carga o características de descarga, sin afectar significativamente la estabilidad general del sistema. Considerando un rango de operación de la batería entre 4,2 V y 3,0 V, se dispone de un margen útil de 1,2 V. A partir de la caída de voltaje promedio observada por prueba (0,013 V), se estima que el sistema puede operar aproximadamente durante 92 ciclos antes de alcanzar el límite inferior de funcionamiento.

## 6. Conclusiones

Se logró construir un prototipo funcional de bomba de insulina automatizada, integrando de manera adecuada los subsistemas mecánicos, electrónico y de control, lo que demuestra la viabilidad del sistema en un entorno controlado. Los resultados obtenidos evidencian que el sistema es capaz de ejecutar la dosificación de insulina de manera coherente con las señales generadas por el algoritmo de control, constituyendo una base sólida para futuras implementaciones en lazo cerrado y validaciones en entornos más cercanos a condiciones reales.

La implementación del algoritmo de control desarrollado por la Universidad Industrial de Santander, basado en el entorno de simulación UVA/Padova, permitió estimar la dosis de insulina en función de la ingesta de carbohidratos y el comportamiento glucémico de un paciente virtual, evidenciando la aplicabilidad de este en sistemas automatizados para la dosificación.

El sistema de infusión diseñado, basado en un motor paso a paso acoplado a un tornillo de potencia, permitió transformar el movimiento rotacional en desplazamiento lineal del émbolo de la jeringa, logrando una dosificación controlada y proporcional al número de pasos del motor.

La implementación de una interfaz mediante pantalla pantalla OLED permitió visualizar en tiempo real las variables relevantes del sistema, incluyendo la dosis de insulina calculada y los parámetros de operación, facilitando la interacción con el usuario.

### 6.1 Trabajo futuro

Se identificaron diversas oportunidades de mejora y expansión del sistema desarrollado. En primer lugar, se propone la implementación de un sistema de retroalimentación mediante un

sensor continuo de glucosa, el cual permitiría cerrar el lazo de control del sistema de dosificación de insulina. Así, la bomba podría ajustar automáticamente la administración de insulina en función de las mediciones en tiempo real, mejorando la precisión y permitiendo una operación completamente autónoma.

También se sugiere la incorporación de un sensor de posición en el mecanismo de dosificación, con el fin de monitorear el desplazamiento del émbolo y estimar la cantidad de insulina administrada y restante en la jeringa. Esto contribuiría a aumentar la confiabilidad del sistema y a detectar posibles errores en la dosificación.

En cuanto al sistema mecánico, se plantea el diseño e implementación de una guía para el desplazador, con el objetivo de mejorar la estabilidad del movimiento lineal, reducir posibles desviaciones y minimizar el desgaste de los componentes. Se propone evaluar el uso de alternativas como servomotores o sensores ópticos que permitan mejorar la precisión del posicionamiento del sistema de dosificación.

### Referencias Bibliográficas

- Anderson, J. (2018). *Practical stepper motor control for makers*. Maker Press.
- Arias Cabeza, L. L., & Tarazona Córdoba, N. (2018). *Control predictivo de glucosa en pacientes con diabetes mellitus tipo I: Validación en tiempo real del controlador sobre modelos T1DM*. Trabajo de grado, Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga, Colombia.
- AUROS Colombia. (s. f.). *Guía completa: el filamento PLA en la impresión 3D*. AUROS. Recuperado de <https://auros.com.co/guia-completa-filamento-pla-la-impresion-3d/>
- BD. (2021). *BD syringes product specifications*. Becton Dickinson.
- Bequette, B. W. (2012). *Challenges and recent progress in the automated control of blood glucose*. *Annual Reviews of Control*, 36(2), 255–262.
- CanadianInsulin. (2021, 4 de junio). *What is insulin glargine used for and what are its side effects?* *CanadianInsulin*. Recuperado de <https://canadianinsulin.com/articles/what-is-insulin-glargine-used-for-and-what-are-its-side-effects/>
- Centers for Disease Control and Prevention. (2024). *Types of insulin — onset, peak, and duration*. Recuperado de <https://www.cdc.gov/diabetes/es/about/tipos-de-insulina.html>
- Cunningham, R. (2015). *Biomedical device technology: Principles and design*. Charles C Thomas.
- Dalla Man, C., Micheletto, F., Lv, D., Breton, M., Kovatchev, B., & Cobelli, C. (2014). *The UVA/Padova Type 1 Diabetes Simulator: New features*. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 8(1), 26–34.
- De Silva, C. W. (2015). *Mechatronics: An integrated approach*. CRC Press.
- Espressif. (2020). *ESP32 technical reference manual*. Espressif Systems.
- Frontiers in Clinical Diabetes and Healthcare. (2025). *Advances and future perspectives in the treatment and prognosis of type 1 diabetes mellitus*.

- Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2021). *Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing (3rd ed.)*. Springer.  
<https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>
- González-Mujica, F. (2017). *Insulina. Estructura, síntesis, secreción, depuración y degradación [Revisión]*. *Vitae: Academia Biomédica Digital*, Universidad Central de Venezuela.  
Recuperado de <https://vitae.ucv.ve/?module=articulo&n=5600&rv=134>
- Gowariker, V. R., & Viswanathan, N. V. (2009). *Biomedical instrumentation*. PHI Learning.
- Heinemann, L. (2015). *Insulin pump therapy: What is the evidence for using different types of infusion devices*. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 9(4), 917–924.
- Khan, A., Rehman, U., & Yaseen, M. (2019). *Dimensional analysis of medical syringes for microfluidic applications*. *International Journal of Mechanical Engineering*, 6(2), 112–120.
- Kovatchev, B., Renard, E., & Cobelli, C. (2019). *Advances in artificial pancreas systems*. *Diabetes Care*, 42(11), 2101–2110.
- Laguna Sanz, A. J., Doyle, F. J., & Dassau, E. (2017). *An enhanced model predictive control for the artificial pancreas using a confidence index based on residual analysis of past predictions*. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 11(3), 537–544
- Lee, C. H., & Kim, S. (2018). *Design of a high-precision syringe pump system using stepper motors*. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 32(7), 3133–3140.
- Liu, H., & Wang, Y. (2017). *Analysis of screw drive systems for micro-positioning devices*. *Precision Engineering*, 48, 347–355.
- Lorente, I. (2022). *La tecnología en el control de la diabetes mellitus tipo 1, ¿contribuye al bienestar emocional?* *Revista de la Sociedad Argentina de Diabetes*, 56(3Sup), 92–92.  
<https://doi.org/10.47196/diab.v56i3Sup.591>

- MacDonald, M., & Lowe, R. (2008). *Peristaltic pumps*. En *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. Wiley.
- Man, C. D., Micheletto, F., Lv, D., Breton, M., Kovatchev, B., & Cobelli, C. (2014). *The UVA/PADOVA Type 1 diabetes simulator*. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 8(1), 26–34.
- Matoori, S. (2022). Diabetes and its Complications. *ACS Pharmacology & Translational Science*, 5(8), 513-515. <https://doi.org/10.1021/acsptsci.2c00122>
- Nguyen, N.-T., & Wereley, S. T. (2002). *Fundamentals and applications of microfluidics*. Artech House.
- NOVUS Automation. (2026, 6 de enero). *Control PID: rompiendo la barrera del tiempo*. NOVUS Automation. Recuperado de <https://www.novusautomation.com/es/noticia/articulo-control-pid-rompiendo-la-barrera-del-tiempo/>
- Pandey, A., Singh, R., & Verma, S. (2018). *Design considerations for micro-dosing pumps using stepper actuators*. *Microsystems Technology*, 24(9), 3621–3630.
- Pandey, P. C., & Singh, R. (2010). *Biomedical engineering*. PHI Learning.
- Pauley, M. E., Tommerdahl, K. L., Snell-Bergeon, J. K., & Forlenza, G. P. (2022). *Continuous Glucose Monitor, Insulin Pump, and Automated Insulin Delivery Therapies for Type 1 Diabetes: An Update on Potential for Cardiovascular Benefits*. *Current Cardiology Reports*, 24(12), 2043–2056.
- Ríos Díaz, Y. Y. (2019). *Páncreas artificial con base en control neuronal óptimo inverso y predicción de pasos múltiples* (Tesis doctoral). Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV), Unidad Guadalajara, México.

- Rosenfeld, E., Mittelman, M., & Ramon, O. (2013). *Analysis of plunger resistance in small syringes*. *Medical Devices Journal*, 7(3), 45–52.
- Sanitas. (2023, 21 de agosto). *Pautas de vida en diabetes tipo 1*. Sanitas Biblioteca de Salud. Recuperado de <https://www.sanitas.es/biblioteca-de-salud/enfermedades-y-trastornos/diabetes/diabetes-tipo-1-pautas>
- Shigley, J. E., Mischke, C. R., & Budynas, R. G. (2020). *Shigley's mechanical engineering design (11th ed.)*. McGraw-Hill.
- Sun, R., Banerjee, I., Sang, S., Joseph, J., Schneider, J., & Hernandez-Boussard, T. (2021). *Type 1 Diabetes Management With Technology: Patterns of Utilization and Effects on Glucose Control Using Real-World Evidence*. *Clinical Diabetes*, 39(3), 284–292.
- Timms, N., & Middleton, P. (2020). *Insulin delivery systems: Engineering for reliability*. *Biomedical Engineering Review*, 12(1), 55–78.
- Trends and Disparities in Technology Use and Glycemic Control in Type 1 Diabetes*. (2025). JAMA Network Open.
- Webster, J. G., & Clark, J. W. (2021). *Medical instrumentation: Application and design (5th ed.)*. Wiley.

## Apéndices

Apéndice A. Código del ESP32 para conversión de la cantidad de insulina a pasos del motor y datos de la interfaz

```
pancreas_final.ino
1  /*
2  * =====
3  * BOMBA DE INSULINA - Prototipo de Simulación (v2 - Tiempo Real)
4  * Basado en modelo UVA/PADOVA
5  * Hardware: ESP32 + OLED SSD1306 0.91" 128x32 (I2C) + 28BYJ-48
6  * Protocolo: HTTP GET desde MATLAB
7  * =====
8  * ENDPOINTS:
9  *   /ping                               → verificar conexión
10 *   /set?cho=XX&glucose=XX&comida=TXT    → dosificar + mover motor
11 *   /live?glucose=XX&tiempo=XX          → actualizar pantalla en tiempo real
12 *   /status                              → leer estado actual
13 * =====
14 * LIBRERÍAS (PlatformIO / Arduino IDE):
15 *   Adafruit SSD1306 >= 2.5.0 | Adafruit GFX >= 1.11.0
16 * =====
17 */
18
19 #include <Arduino.h>
20 #include <WiFi.h>
21 #include <WebServer.h>
22 #include <Wire.h>
23 #include <Adafruit_GFX.h>
24 #include <Adafruit_SSD1306.h>
25
26 // _____
27 // OLED 0.91" 128x32 - I2C
28 // _____
29 #define SDA_PIN      21
30 #define SCL_PIN      22
31 #define SCREEN_WIDTH 128
32 #define SCREEN_HEIGHT 32
33 #define OLED_ADDR    0x3C
34
35 Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, -1);
36
```

```

37 // -----
38 // MOTOR 28BYJ-48 (medio-paso, 8 fases)
39 // -----
40 #define M_IN1 12
41 #define M_IN2 14
42 #define M_IN3 27
43 #define M_IN4 26
44
45 static const uint8_t SEQ[8][4] = {
46     {1,0,0,0},{1,1,0,0},{0,1,0,0},{0,1,1,0},
47     {0,0,1,0},{0,0,1,1},{0,0,0,1},{1,0,0,1}
48 };
49
50 // -----
51 // PARÁMETROS MECÁNICOS (Ec. 3-4, Tesis)
52 // -----
53 constexpr double V_PASO_ML      = 0.0000237;
54 constexpr double INS_ML_PER_UNIT = 0.01;
55 constexpr long   STEP_DELAY_US   = 1200;
56
57 // -----
58 // PARÁMETROS CLÍNICOS (UVA/PADOVA adult_avg)
59 // -----
60 constexpr double ICR              = 10.0;
61 constexpr double ISF              = 50.0;
62 constexpr double G_OBJ            = 100.0;
63 constexpr double G_UMBRAL_ALTA   = 140.0;
64 constexpr double G_UMBRAL_HIPER = 250.0;
65
66 // -----
67 // WI-FI
68 // -----
69 const char* SSID = "iPhone de Santiago M";

```

```

69 const char* SSID = "iPhone de Santiago M";
70 const char* PASSWORD = "santiago";
71 WebServer server(80);
72 String ipStr = "";
73
74 // -----
75 // ESTADO GLOBAL
76 // -----
77 struct Estado {
78     double cho = 0.0;
79     String comida = "---";
80     double insulinU = 0.0;
81     double volumeML = 0.0;
82     long pasosDosis = 0;
83     long pasosTotal = 0; // acumulado para retorno a posición inicial
84     uint32_t doseCount = 0;
85     double glucosaVivo = 100.0;
86     double glucosaPrev = 100.0;
87     uint32_t tiempoSim = 0;
88     bool motorBusy = false;
89     bool modoVivo = false;
90 } est;
91
92 // -----
93 // HELPERS
94 // -----
95 const char* estadoStr(double g) {
96     if (g < G_UMBRAL_ALTA) return "NORMAL";
97     if (g < G_UMBRAL_HIPER) return "ALTA ";
98     return "HIPER";
99 }
100
101 // Flecha de tendencia (subiendo / bajando / estable)
102 const char* tendencia(double actual, double prev) {
103     double d = actual - prev;

```

```

103     double d = actual - prev;
104     if (d > 2.0) return "^";
105     if (d < -2.0) return "v";
106     return "=";
107 }
108
109 // -----
110 // PANTALLAS OLED
111 // -----
112
113 void oledEspera() {
114     display.clearDisplay();
115     display.setTextColor(SSD1306_WHITE);
116     display.setTextSize(1);
117
118     display.setCursor(4, 0);
119     display.print("*** BOMBA INSULINA ***");
120     display.setCursor(0, 10);
121     display.print("IP: ");
122     display.print(ipStr);
123     display.setCursor(0, 22);
124     display.print("Esperando MATLAB...");
125     display.display();
126 }
127
128 void oledInfusando(long hechos, long total) {
129     display.clearDisplay();
130     display.setTextSize(1);
131
132     // Fila 0: comida + CHO
133     display.setCursor(0, 0);
134     display.print(est.comida);
135     display.setCursor(72, 0);
136     display.print("CHO:");
137
138     display.print(" CHO: ");
139     display.print((int)est.cho);
140     display.print("g");
141
142     // Fila 1: insulina + volumen
143     display.setCursor(0, 9);
144     display.print("Ins:");
145     display.print(est.insulinU, 2);
146     display.print("U V:");
147     display.print(est.volumeML, 4);
148
149     // Fila 2: label infusando
150     display.setCursor(0, 18);
151     display.print("[ INFUSANDO ]");
152
153     // Fila 3: barra de progreso
154     int barW = (total > 0) ? (int)((hechos * 119L) / total) : 0;
155     display.drawRect(4, 26, 120, 6, SSD1306_WHITE);
156     display.fillRect(4, 26, barW, 6, SSD1306_WHITE);
157     display.display();
158 }
159
160 void oledRetornando(long hechos, long total) {
161     display.clearDisplay();
162     display.setTextSize(1);
163
164     // Fila 0: titulo
165     display.setCursor(4, 0);
166     display.print("*** CAMBIO JERINGA ***");
167
168     // Fila 1: label acción
169     display.setCursor(0, 9);
170     display.print("[ RETORNANDO EJE ]");
171 }

```

```

bomba_insulina_matlab.m x +
D:\tesis\Productos\tesis\Productos\bomba_insulina_matlab.m
1 % =====
2 % BOMBA DE INSULINA - Simulación Interactiva Tiempo Real (v3)
3 % Modelo UVA/PADOVA + ESP32 via HTTP
4 %
5 % CAMBIOS v3 (dinámica fisiológica realista):
6 % • Absorción de glucosa en 2 compartimentos (gástrico → intestino)
7 %   → glucosa sube gradualmente, pico ~45-60 min
8 % • Insulina activa con curva biexponencial (pico ~75 min, dur. ~4h)
9 %   → la regulación es lenta y visible, no instantánea
10 % • T_SIM = 360 min (6 h) para ver ciclo completo
11 % • PAUSA_S ajustable: 0.10 s/paso → 360 pasos = ~36 s simulación
12 % =====
13
14 clear; clc; close all;
15
16 %% — 0. CONFIGURACIÓN —
17 ESP32_IP = '172.20.10.3'; % ← IP que muestra el OLED
18 BASE_URL = sprintf('http://%s:80', ESP32_IP);
19
20 PACIENTE = 'adult_001.mat';
21 Ts = 1; % paso de simulación [min]
22 T_SIM = 360; % duración total [min] - 6 horas
23
24 % — Velocidad de reproducción —
25 % 0.05 s/paso → 360 pasos ≈ 18 s (muy rápido, para debug)
26 % 0.10 s/paso → 360 pasos ≈ 36 s (rápido pero apreciable)
27 % 0.20 s/paso → 360 pasos ≈ 72 s (cómodo para presentar)
28 % 0.40 s/paso → 360 pasos ≈ 144 s (lento, para demostración)
29 PAUSA_S = 0.15;
30
31 ESP32_REFRESH = 5; % enviar /live al ESP32 cada N pasos
32
33 % Parámetros clínicos (coinciden con main.cpp)
34 ICR = 10.0; % g CHO / U
35 ISF = 50.0; % mg/dL / U
36 G_OBJ = 100.0; % mg/dL

```

```

bomba_insulina_matlab.m x +
D:\tesis\Productos\tesis\Productos\bomba_insulina_matlab.m
35 ISF = 50.0; % mg/dL / U
36 G_OBJ = 100.0; % mg/dL
37 V_PASO = 0.0000237;
38
39 %% — 1. PARÁMETROS FARMACOCINÉTICOS REALISTAS —
40 %
41 % ABSORCIÓN DE CARBOHIDRATOS (2 compartimentos: estómago → intestino)
42 %
43 % Compartimento 1 (estómago):
44 %  $dQ_{sto}/dt = -kempt * Q_{sto}$  [mg]
45 % Compartimento 2 (intestino):
46 %  $dQ_{gut}/dt = kempt * Q_{sto} - kabs * Q_{gut}$  [mg]
47 % Tasa aparición glucosa:
48 %  $Ra = f * kabs * Q_{gut} / (BW * VG)$  [mg/dL/min]
49 %
50 %  $kempt = 0.055 /min$  → vaciamiento gástrico ~18 min media
51 %  $kabs = 0.025 /min$  → absorción intestinal → pico  $Ra$  ~45 min
52 %
53 % ACCIÓN DE LA INSULINA (modelo biexponencial, inspirado en Hovorka)
54 %
55 %  $dI1/dt = -ka1 * I1 + bolo_{\delta}(t=0)$  compartimento subcutáneo 1
56 %  $dI2/dt = -ka2 * I2 + ka1 * I1$  compartimento subcutáneo 2
57 % Efecto glucosa:  $G(t+1) = G(t) + Ra - SensI * I2(t) - reg(t)$ 
58 %
59 %  $ka1 = 0.020 /min$  (absorción SC→plasma, pico acción ~75 min)
60 %  $ka2 = 0.010 /min$  (eliminación, duración acción ~240 min)
61 %  $SensI = ISF / tau_{norm}$  (factor de sensibilidad calibrado)
62
63  $kempt = 0.055;$  % /min vaciamiento gástrico
64  $kabs = 0.025;$  % /min absorción intestinal (coincide con adult_001.mat ≈ 0.025)
65  $f = 0.90;$  % fracción absorción (unitless)
66
67  $ka1 = 0.020;$  % /min cinética SC→plasma
68  $ka2 = 0.010;$  % /min cinética eliminación
69  $SensI = 0.28;$  % (mg/dL) / (U·min) - calibrado para adult_001
70

```

```

bomba_insulina_mattlab.m x +
D:\tesis\Productostesis\Productos\bomba_insulina_mattlab.m
70
71 %% — 2. CONECTAR CON ESP32 —————
72 fprintf(' \n');
73 fprintf(' BOMBA DE INSULINA - Simulación v3 \n');
74 fprintf(' Modelo UVA/PADOVA | ESP32 + OLED \n');
75 fprintf(' \n\n');
76
77 fprintf('Verificando ESP32 en %s ...\n', ESP32_IP);
78 opts = weboptions('Timeout', 8, 'ContentType', 'json');
79 try
80     r = webread([BASE_URL '/ping'], opts);
81     fprintf(' ✓ ESP32 OK (status: %s)\n\n', r.status);
82 catch
83     error('No se pudo conectar al ESP32 (%s). Verifique IP y Wi-Fi.', ESP32_IP);
84 end
85
86 %% — 3. CARGAR PARÁMETROS PACIENTE —————
87 if ~exist(PACIENTE,'file')
88     ruta = fullfile(fileparts(mfilename('fullpath')), 'pacientes', PACIENTE);
89     if ~exist(ruta,'file')
90         error('No se encontró %s.', PACIENTE);
91     end
92     PACIENTE = ruta;
93 end
94 p = load(PACIENTE);
95 Gb = p.Gb;
96 BW = p.BW;
97 VG = p.VG;
98 k1 = p.k1; % constante de regulación homeostática [1/min]
99
100 % Sobrecribir kabs con el del paciente si queremos máxima fidelidad
101 % kabs = p.kabs; % descomentar para usar kabs del .mat
102
103 fprintf('Paciente : %s | Gb = %.1f mg/dL | BW = %.1f kg\n\n', ...
104     PACIENTE, Gb, BW);
105

```

```

bomba_insulina_mattlab.m x +
D:\tesis\Productostesis\Productos\bomba_insulina_mattlab.m
106 %% — 4. SELECCIÓN DE COMIDA —————
107 fprintf(' \n');
108 fprintf(' TIPO DE COMIDA\n');
109 fprintf(' \n');
110 fprintf(' 1 → Desayuno\n');
111 fprintf(' 2 → Almuerzo\n');
112 fprintf(' 3 → Cena\n');
113 fprintf(' 4 → Merienda\n');
114 fprintf(' 5 → Snack\n');
115 fprintf(' 6 → Retornar eje (cambio de jeringa)\n');
116 fprintf(' \n');
117
118 opcion = input('Seleccione tipo de comida (1-6): ');
119 switch opcion
120     case 1, nombre_comida = 'DESAYUNO';
121     case 2, nombre_comida = 'ALMUERZO';
122     case 3, nombre_comida = 'CENA';
123     case 4, nombre_comida = 'MERIENDA';
124     case 5, nombre_comida = 'SNACK';
125     case 6
126         % — Opción 6: Retornar eje a posición inicial —————
127         fprintf(' \n');
128         fprintf(' RETORNO A POSICIÓN INICIAL\n');
129         fprintf(' El eje retornará para cambio de jeringa.\n');
130         fprintf(' \n');
131         try
132             resp_home = webread([BASE_URL '/home'], ...
133                 weboptions('Timeout', 120, 'ContentType', 'json'));
134             fprintf(' ✓ ESP32: %s\n\n', resp_home.msg);
135         catch e
136             fprintf(' X Error al conectar con ESP32: %s\n\n', e.message);
137         end
138         return; % no hay simulación; terminar el script
139     otherwise
140         nombre_comida = 'COMIDA';
141 end

```

```

bomba_insulina_matlab.m x +
D:\tesis\Productostesis\Productos\bomba_insulina_matlab.m
142
143 CHO = input(sprintf('Gramos de carbohidratos para %s: ', nombre_comida));
144 if CHO <= 0 || CHO > 300
145     error('CHO debe estar entre 1 y 300 g.');
```

---

```

159 %% — 5. CALCULAR BOLO Y ENVIAR AL ESP32 —
160 bolo_comida = CHO / ICR;
161 bolo_correc = max(0, (G0 - G_OBJ) / ISF);
162 bolo_total = bolo_comida + bolo_correc;
163 volumen_ml = bolo_total * 0.01;
164 pasos_motor = round(volumen_ml / V_PASO);
165
166 fprintf('-----\n');
167 fprintf(' CÁLCULO DE BOLO\n');
168 fprintf(' Bolo comida : %.4f U\n', bolo_comida);
169 fprintf(' Bolo corrección: %.4f U\n', bolo_correc);
170 fprintf(' TOTAL : %.4f U\n', bolo_total);
171 fprintf(' Volumen : %.6f mL\n', volumen_ml);
172 fprintf(' Pasos motor : %d\n', pasos_motor);
173 fprintf('-----\n');
```

---

```

175 fprintf('\nEnviando dosis al ESP32 ...\n');
176 url_set = sprintf('%s/set?cho=%.2f&glucose=%.2f&comida=%s', ...
177     BASE_URL, CHO, G0, nombre_comida);

```

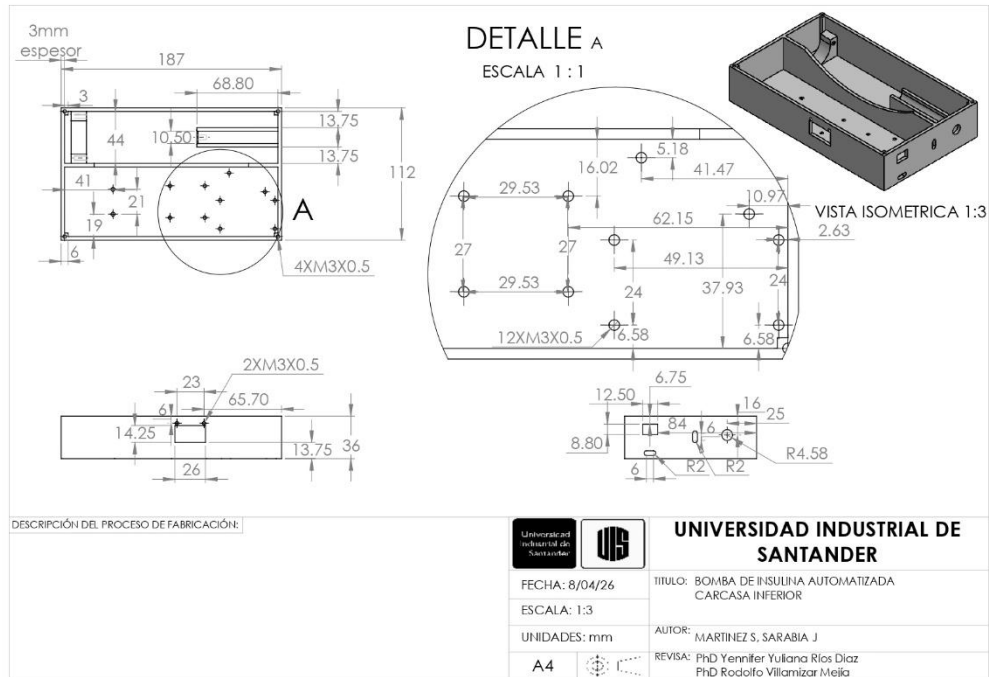
Apéndice B. Vista explosionada de bomba de insulina

DESCRIPCION	Nº	CANT.
CARCASA INFERIOR	1	1
ESP 32	2	1
CN6009	3	1
POWER SWITCH	4	1
TP4056	5	1
EJE ROSCADO	6	1
JERINGA 3ML	7	1
SEGUIDOR	8	1
ACOPLE EJE/MOTOR	9	1
ULN2003	10	1
BATERIA DE LITIO 18650	11	2
MOTOR 28BYJ-48	12	1
OLED 0.96" I2C (SSD1306)	13	1

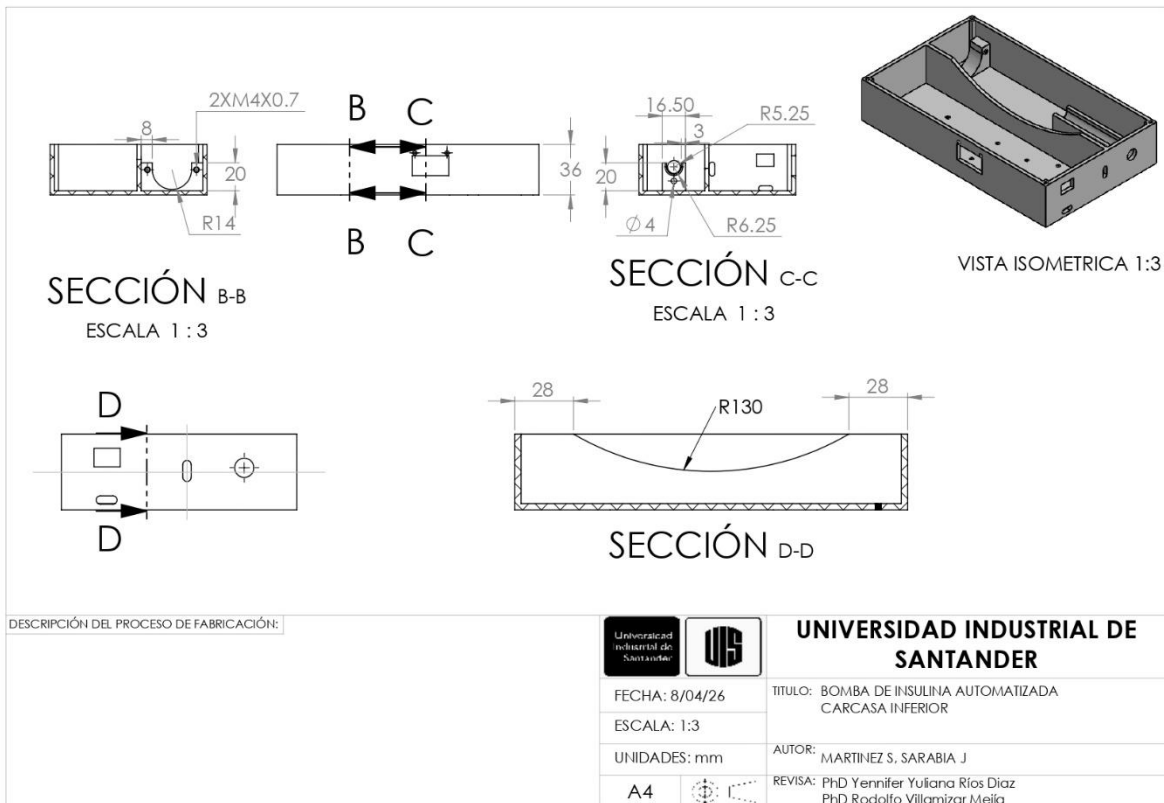
FECHA: 8/04/26  
 ESCALA: 1:2  
 UNIDADES: mm  
 A4

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER**  
 TITULO: BOMBA DE INSULINA AUTOMATIZADA EXPLOSIONADO EN SAMBLAJE  
 AUTOR: MARTINEZ S, SARABIA J  
 REVISAR: PhD Yennifer Yufana Rios Diaz  
 PhD Rodolfo Villamizar Mejia

Apéndice C. Planos de la carcasa inferior

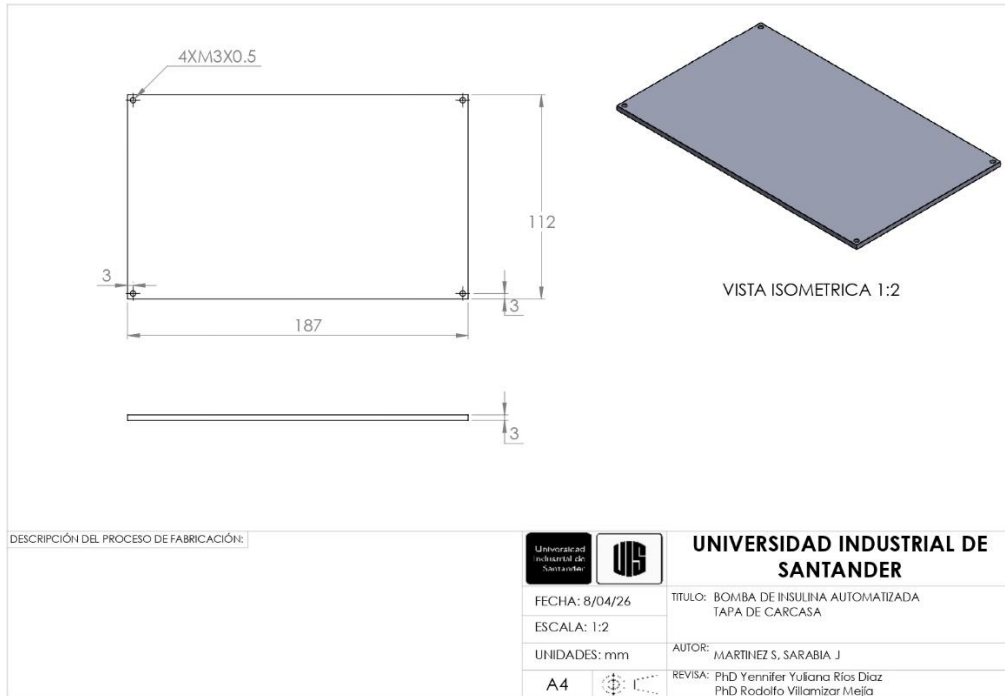


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice D. Plano de la carcasa superior



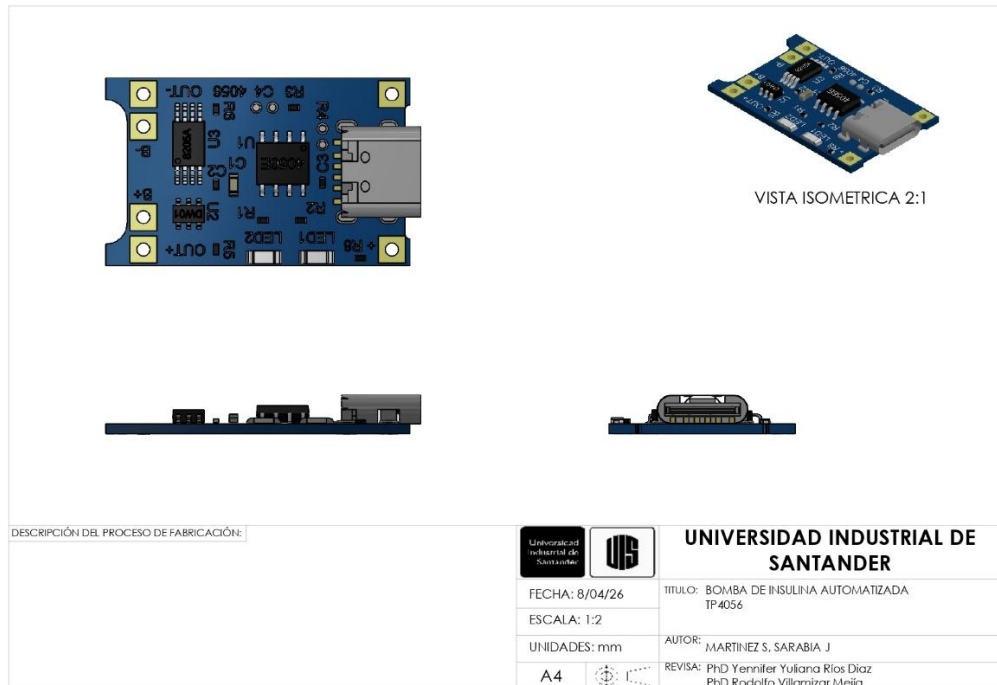
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice E. Vistas principales tarjeta ESP32



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

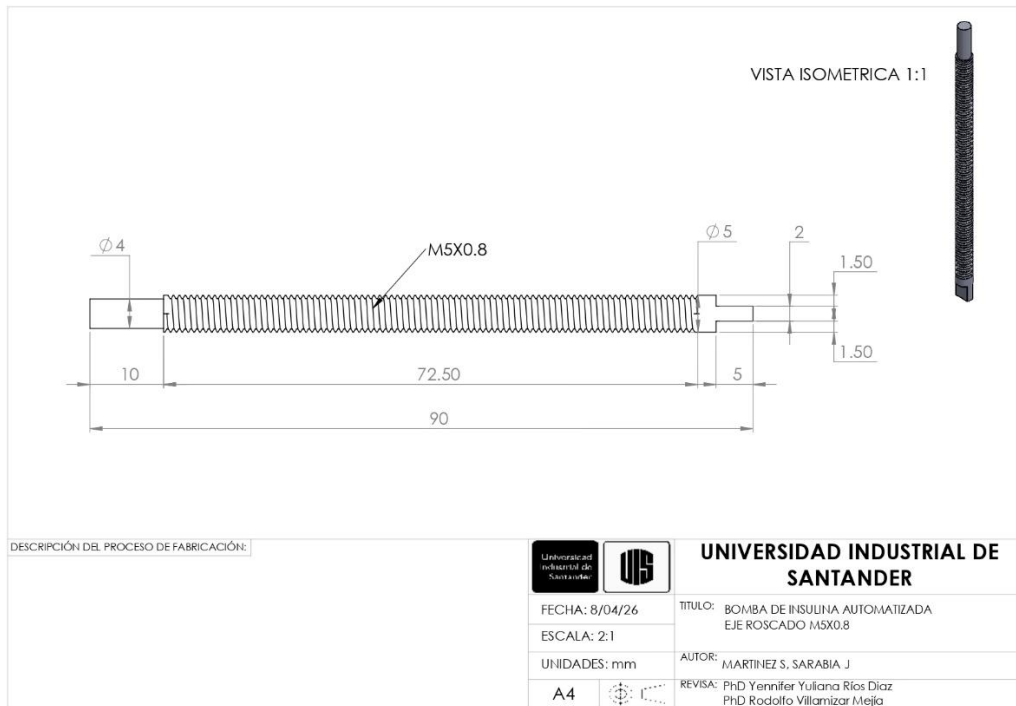
Apéndice F. Vistas principales del controlador de carga baterías de Litio



Apéndice G. Vistas principales del elevador de voltaje DC/DC



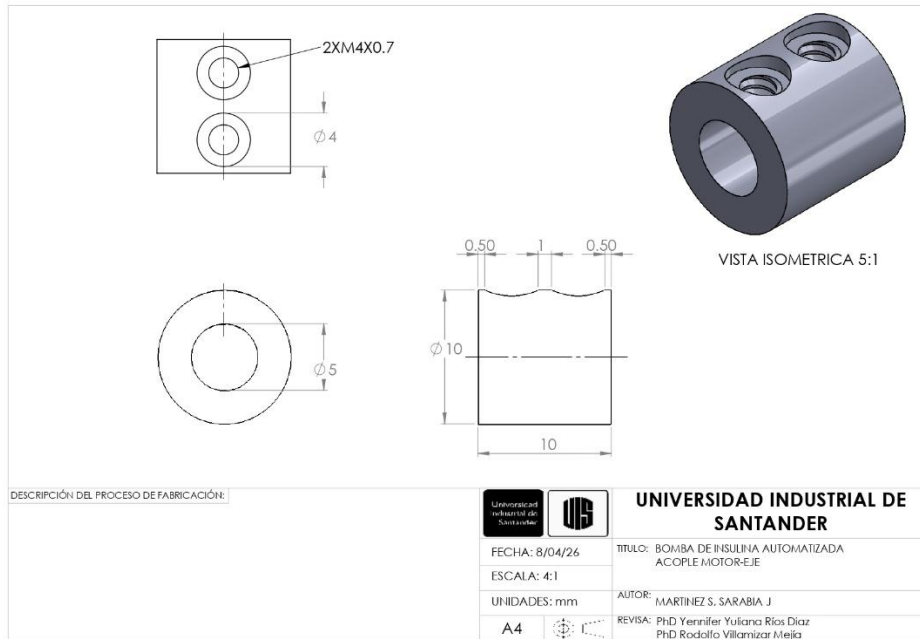
Apéndice H. Vistas principales del interruptor



Apéndice I. Plano eje roscado



Apéndice J. Vistas principales de jeringa 3mL



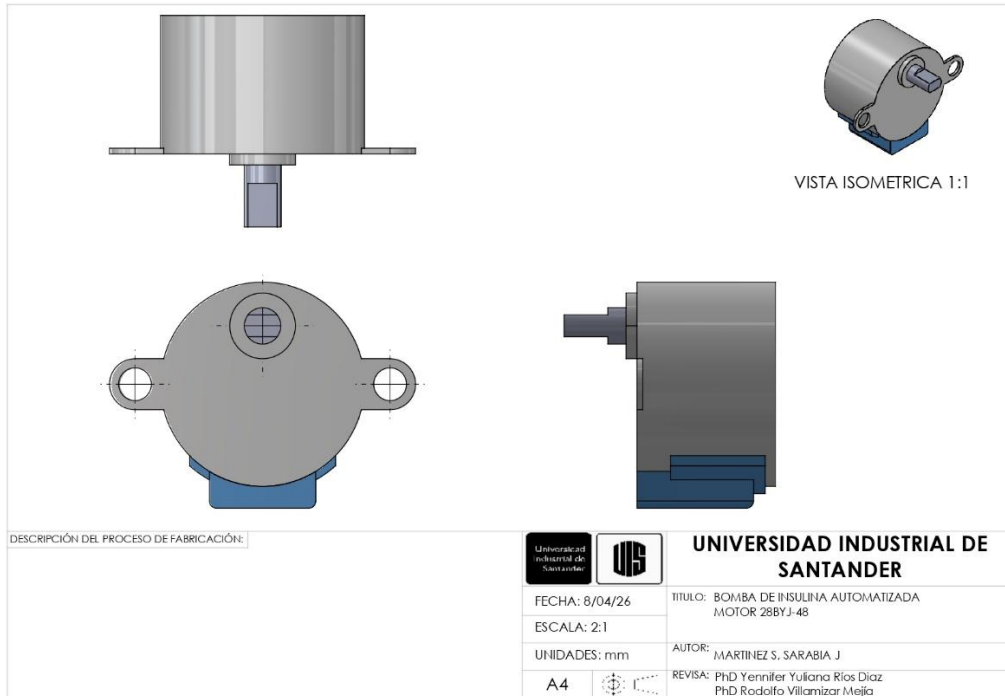
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice K. Vistas principales jeringa 3 mL



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice L. Vistas principales motor 28BYJ-48



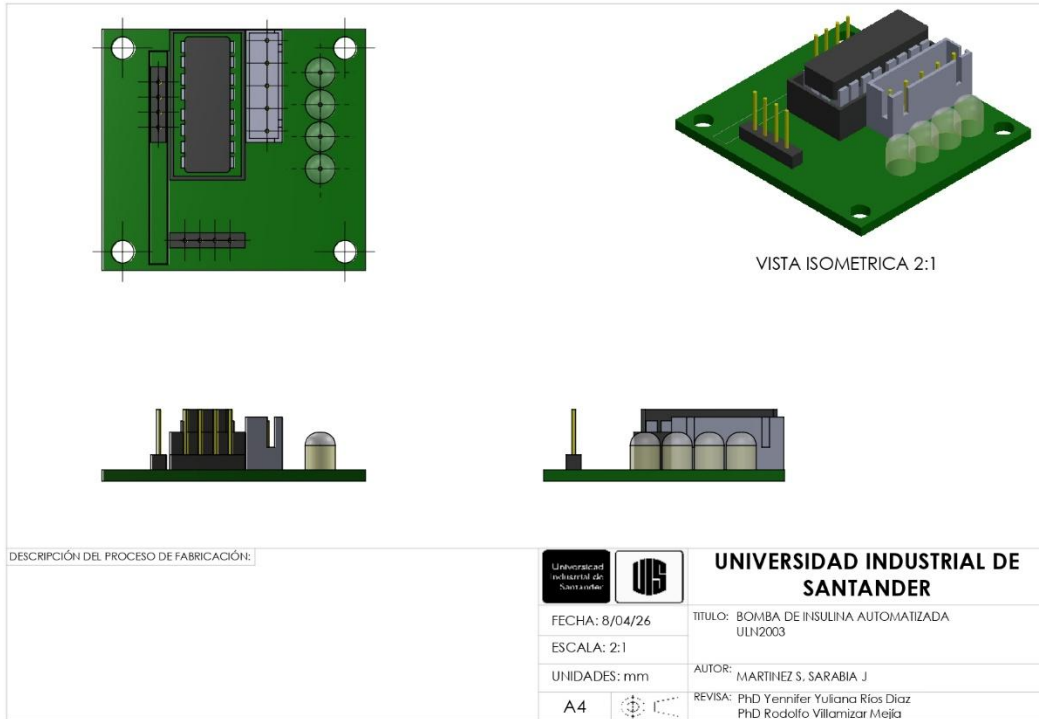
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice M. Vistas principales seguidor



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice N. Vistas principales controlador ULN2003



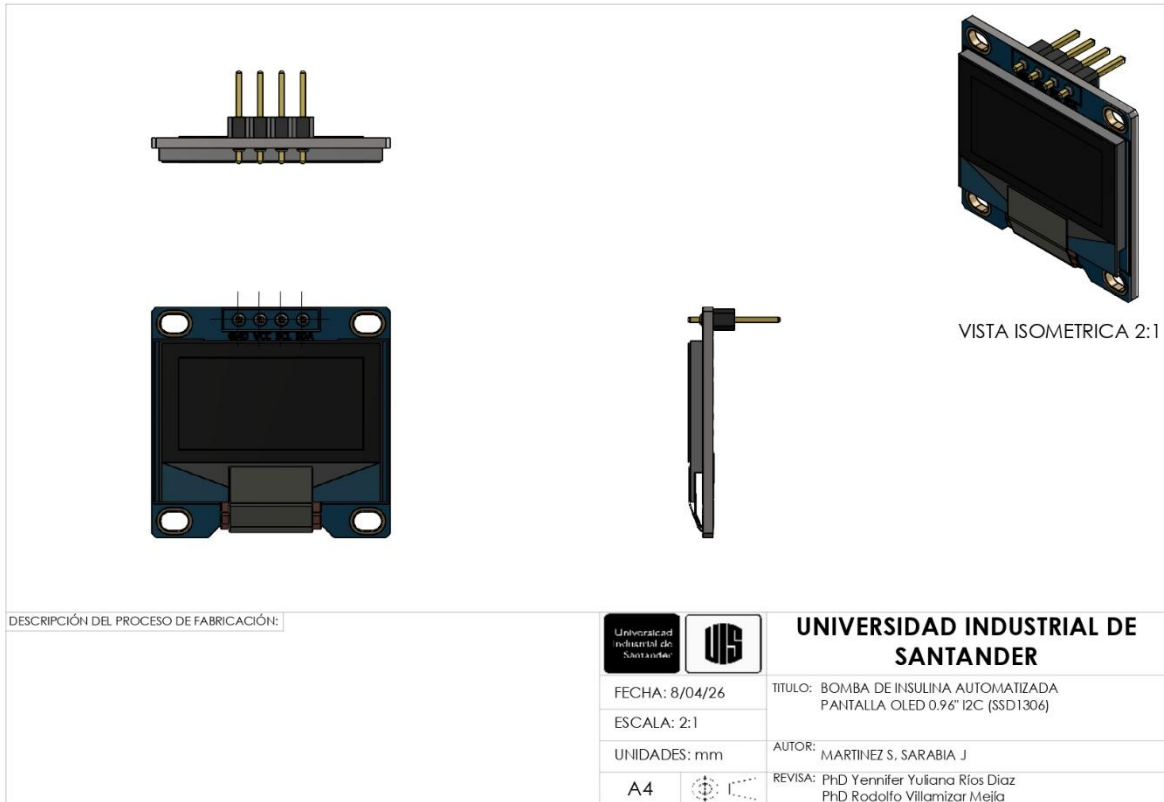
Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice O. Vistas principales batería de Litio



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice P. Vistas principales pantalla OLED 0.96" I2C



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

Apéndice Q. Video de los protocolos de pruebas realizados

[https://drive.google.com/file/d/1bpTE3pZvopVVHrOtA16Uz0HDI0gSLG2R/view?usp=drive\\_li](https://drive.google.com/file/d/1bpTE3pZvopVVHrOtA16Uz0HDI0gSLG2R/view?usp=drive_li)

nk