DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA INTERFAZ DE USUARIO PARA EL MONITOREO Y GENERACIÓN DE ALERTAS EN UN ENTORNO DE PÁNCREAS ARTIFICIAL BASADO EN HARDWARE EN EL LAZO

DESIGN AND IMPLEMENTATION OF USER INTERFACE FOR MONITORING AND ALERT GENERATION IN A HARDWARE-IN-THE-LOOP ARTIFICIAL PANCREAS ENVIRONMENT

Martha Betsabé Alvares González
Tecnológico Nacional de México/ CENIDET, México
m25ce073@cenidet.tecnm.mx

Felipe Ramírez Rasgado
Universidad Nacional Autónoma de México, México
FRamirezR@iingen.unam.mx

Carlos Manuel Astorga Zaragoza
Tecnológico Nacional de México/ CENIDET, México
carlos.az@cenidet.tecnm.mx

Omar Hernández González
Tecnológico Nacional de México/ IT de Hermosillo, México
omar.hernandezg@hermosillo.tecnm.mx

Bryan Emmanuel Álvarez Serna
Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Lerma, México
b.alvarez@correo.ler.uam.mx

Jacobo Sandoval Gutiérrez
Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Lerma, México
j.sandoval@correo.ler.uam.mx

Recepción: 23/febrero/2026 **Aceptación:** 30/octubre/2026

FIRST VIEW

Resumen

El presente trabajo aborda la necesidad de mejorar el monitoreo de la diabetes tipo 1 mediante el diseño e implementación de una interfaz de usuario para el monitoreo de niveles de glucosa y la generación de alertas en un entorno de *Hardware-in-the-Loop* (*HIL*). La interfaz permite visualizar en tiempo real los niveles de glucosa y generar alertas ante condiciones de hipoglucemia e hiperglucemia,

facilitando el seguimiento de las variaciones de glucosa. Para validar su funcionamiento, se utilizaron señales de glucosa simuladas mediante MATLAB/Simulink, las cuales fueron enviadas mediante Arduino y recibidas por la interfaz para su visualización. Los resultados demostraron el funcionamiento de la interfaz y de los mecanismos de alerta bajo los escenarios de prueba definidos. El sistema desarrollado se limita al monitoreo y generación de alertas a partir de señales simuladas y no incorpora un controlador para la regulación automática de glucosa ni un mecanismo de administración de insulina. Asimismo, puede emplearse como una herramienta educativa para apoyar el estudio y desarrollo de sistemas de páncreas artificial, así como servir como base para futuras investigaciones orientadas a mejorar el monitoreo y control de la diabetes.

Palabras clave: Arduino, diabetes mellitus tipo 1, hardware, interfaz, monitoreo, *páncreas artificial.*

Abstract

This work addresses the need to improve type 1 *diabetes monitoring through the design and implementation of a user interface for glucose monitoring and alert generation in a Hardware-in-the-Loop (HIL) environment. The interface enables real-time visualization of glucose levels and generates alerts for hypoglycemic and hyperglycemic conditions, facilitating the monitoring of glucose variations. To validate its functionality, simulated glucose signals generated using MATLAB/Simulink were transmitted through an Arduino and received by the interface for visualization. The results demonstrated the functionality of the interface and its alert mechanisms under the defined test scenarios. The developed system is limited to glucose monitoring and alert generation based on simulated signals and does not incorporate a controller for automatic glucose regulation or an insulin delivery mechanism. Furthermore, it can be used as an educational tool to support the study and development of artificial pancreas systems, as well as serve as a basis for future research aimed at improving diabetes monitoring and control.*

Keywords*: Arduino, diabetes millitus type 1, hardware, interface, monitoring, artificial pancreas.*

FIRST VIEW

1. Introducción

La diabetes tipo 1 es una enfermedad crónica que afecta a millones de personas en el mundo. Tradicionalmente, el control de esta enfermedad ha implicado métodos manuales para medir los niveles de glucosa y administrar la insulina, lo cual puede resultar en errores humanos que comprometen la salud del paciente. Actualmente existen sistemas de administración de insulina totalmente automatizados que ajustan la insulina en función de las variaciones debidas a las comidas y al ejercicio. Estos son aplicados principalmente a personas con diabetes tipo 1 [Kitagawa et al., 2025]. Por otro lado, el control de la glucosa es esencial para reducir el riesgo de complicaciones relacionadas a la diabetes. Un mal control puede desencadenar complicaciones graves, desde hipoglucemia hasta cetoacidosis diabética, lo que resalta la necesidad de un enfoque más automatizado y eficaz en el tratamiento. Hoy en día existen muchas innovaciones destinadas a mejorar el control de glucosa [Bergenstal et al., 2025] como uso de técnicas de *machine learning* o inteligencia artificial que está cada vez más extendido en el ámbito sanitario [Gallo y Jácome, 2024; Ortiz, 2025].

Con la aparición de las nuevas tecnologías, el monitoreo continuo de glucosa en tiempo real y las bombas de insulina automatizadas representan un cambio clave en el manejo de la diabetes [Preciado et al., 2025; Rizzo et al., 2025]. En este contexto, la tecnología del páncreas artificial ha emergido como una solución innovadora. Su implementación se ha considerado un logro histórico en el tratamiento de la diabetes [Iii y Kovatchev, 2025; Montirano, 2025]. Este sistema busca imitar la función del páncreas humano, regulando de manera automática la insulina en respuesta a los niveles de glucosa en tiempo real. Dentro de los dispositivos ya existentes se encuentran el ICSI (Infusión subcutánea continua de insulina) el cual entrega insulina de forma continua al tejido subcutáneo, el MCG (Monitoreo Continuo de Glucosa) que mide los niveles de glucosa intersticial del tejido subcutáneo cada 5 minutos, obteniendo 288 mediciones diarias, y el SAPT (Terapia con bomba de insulina aumentada por sensor) que es la unión del ICSI y MCG [Targui, M., 2024]. A su vez, las aplicaciones para páncreas artificial ya existentes buscan ser herramientas eficientes en el monitoreo de la diabetes tipo 1,

FIRST VIEW

como por ejemplo una aplicación para analizar el efecto de la insulina lispro/ glargina [García-Rodríguez, 2025].

2. Métodos

El método empleado consistió en la recopilación y análisis de datos provenientes de bases de datos médicas, con el fin de identificar los requerimientos reales del sistema. Posteriormente, se definieron casos de uso y escenarios que describen de manera estructurada la secuencia de procesos y la interacción entre el usuario y la plataforma (Figura 1).



Fuente: elaboración propia.

Figura 1 Metodología.

Uso de técnicas de recolección de datos

Se llevó a cabo una exhaustiva revisión de documentos, registros y artículos científicos relacionados con el tema, con los propósitos de: comprender el contexto médico y tecnológico, definir los requerimientos funcionales del sistema, seleccionar herramientas y tecnologías adecuadas y diseñar un sistema centrado en el usuario. Esta revisión fue fundamental para sentar las bases teóricas y prácticas del proyecto, asegurando que las decisiones de diseño e implementación estén alineadas con los requerimientos actuales en el campo de los sistemas médicos inteligentes.

Revisión de documentos, registros y artículos científicos

En la Tabla 1 se describen los principales documentos revisados. Estos textos analizados proporcionaron información clave sobre modelos matemáticos, metodologías de control y tecnologías empleadas en el diseño de sistemas de páncreas artificial.

FIRST VIEW

Tabla 1 Artículos revisados.

Artículo	Resumen	Aportación
Automated blood glucose regulation for nonlinear model of type-1 diabetic patient under uncertainties: GWOCS type-2 fuzzy approach. [Elhoushy, 2024].	Analiza métodos de control no lineal para la regulación de la glucosa en pacientes con diabetes tipo 1.	Proporcionó un marco teórico que ayudó a comprender las dinámicas no lineales del sistema glucosa-insulina y cómo influyen en el diseño de algoritmos de control efectivos para sistemas en lazo cerrado.
Control for Plasma Glucose Regulation in Type 1 Diabetes Mellitus Patients with Unknown Input Delays [Instituto Tecnológico de Hermosillo et al., 2022].	Aborda los desafíos asociados a retrasos desconocidos en las entradas del sistema de regulación de glucosa.	Brindó una base para entender cómo manejar las señales intermitentes del *hardware* en el monitoreo de glucosa en tiempo real.
Diseño robusto de un observador de perturbaciones con saturaciones: Aplicación al control de regulación de la glucosa en pacientes con diabetes tipo 1. [Alazki, 2023].	Introduce métodos robustos basados en observadores para sistemas de control en páncreas artificiales.	Permitió identificar estrategias que minimicen errores en sistemas de monitoreo en tiempo real.
Hardware-in-the-Loop Control of Glucose in Diabetic Patients Based on Nonlinear Time-Varying Blood Glucose Model [Rahmanian et al., 2021].	Explora el uso de *hardware* en el lazo para probar algoritmos de control en simulaciones.	Ayudó a establecer la conexión entre MATLAB Simulink y la interfaz desarrollada, asegurando la integración adecuada entre *software* y *hardware*.
Mathematical Modelling of Glucose-Insulin System and Test of Abnormalities of Type 2 Diabetic Patients [Banzi, F., et al. 2021].	Ofrece una visión general de modelos matemáticos y herramientas de *software* utilizadas en sistemas de regulación glucosa-insulina.	Aportó bases teóricas para modelar señales del sistema simulado y su posterior interpretación.
Sistemas de Páncreas Artificial Do-It-Yourself [*Sistemas-de-pancreas-artificial-Do-It-Yourself*, 2023].	Detalla iniciativas de páncreas artificial desarrolladas por comunidades de código abierto.	Inspiró principios de diseño centrados en la accesibilidad y personalización, clave para desarrollar una interfaz intuitiva.

Fuente: Elaboración propia

Interpretación de los datos

La interpretación de los registros recopilados a partir de la revisión de documentos, registros y artículos científicos permitió identificar elementos clave para el diseño y desarrollo de la interfaz de usuario para un páncreas artificial. A continuación, se detallan los puntos más relevantes:

- **Regulación de la Glucosa Basada en Modelos Matemáticos***.* Los estudios revisados destacan que el control efectivo de los niveles de glucosa en sangre en pacientes con diabetes tipo 1 requiere la implementación de modelos matemáticos que describen las interacciones no lineales entre la glucosa y la

FIRST VIEW

insulina, así como la respuesta del cuerpo ante diversos estímulos. Esta información fue crucial para comprender cómo las señales provenientes del *hardware* pueden ser procesadas y mostradas en tiempo real en la interfaz.

- **Uso de *Hardware* en el Lazo (HIL)***.* Los documentos revisados sobre *hardware* en el lazo mostraron que este enfoque es fundamental para probar y ajustar los algoritmos de control en sistemas simulados antes de su implementación en el mundo real. Esto confirmó la necesidad de integrar MATLAB Simulink con la interfaz de usuario para simular de manera efectiva las señales de glucosa-insulina en un entorno controlado.
- **Retos en los Sistemas en Tiempo Real***.* Se identificaron desafíos como los retrasos en las entradas de señales, ruido en los datos y la necesidad de control robusto para mantener los niveles de glucosa en rangos seguros. Estos hallazgos guiaron la implementación de mecanismos en la interfaz para procesar y filtrar señales, y generar alertas cuando los valores se encuentren fuera de los límites establecidos.
- **Interfaz Centrada en el Usuario***.* Los sistemas *DIY* (siglas en inglés de *Do It Yourself*) convencionales muestran interfaces accesibles, intuitivas y centradas en el usuario. Por ello, es necesario que la interfaz centrada de usuario contenga gráficas claras, alertas visibles y menús simples para que tanto pacientes como médicos puedan interpretar los datos fácilmente y tomar decisiones rápidas en situaciones críticas.
- **Requisitos Funcionales Esenciales.** Los datos interpretados permitieron establecer los requerimientos funcionales y no funcionales del sistema, como la capacidad de visualizar datos en tiempo real, emitir alertas automáticas, guardar registros históricos y garantizar la interacción fluida entre el *hardware* y el *software*. La interpretación de los datos recolectados fue clave para transformar la información teórica en elementos prácticos aplicables al desarrollo del sistema. Esto permitió identificar los componentes fundamentales del proyecto, comprender las necesidades de los usuarios finales y seleccionar las herramientas y tecnologías adecuadas para garantizar el éxito del sistema.

FIRST VIEW

Casos de uso con escenarios

En las Tablas 2 a 5 se describen los diferentes casos de uso del sistema.

Tabla 2 Caso de uso 1.

Caso	Actor	Objetivo
Registro de usuario	Paciente o médico	Permitir que un nuevo usuario se registre en el sistema para acceder a la interfaz de monitoreo.

Fuente: elaboración propia.

Escenario:

- El usuario accede a la pantalla principal y selecciona la opción "Registrarse".
- Completa un formulario con el nombre de usuario y contraseña.
- El sistema valida que el usuario no esté registrado previamente.
- Si la validación es exitosa, el sistema guarda los datos en la base de datos.
- Se muestra un mensaje de confirmación indicando que el registro fue exitoso.

Tabla 3 Caso de uso 2.

Caso	Actor	Objetivo
Inicio de sesión	Paciente o médico	Validar las credenciales de un usuario para permitir el acceso al sistema.

Fuente: elaboración propia.

Escenario:

- El usuario accede a la pantalla de inicio de sesión e introduce su nombre de usuario y contraseña.
- El sistema valida las credenciales ingresadas comparándolas con los datos almacenados en la base de datos.
- Si las credenciales son correctas, el usuario accede al panel de control.
- Si las credenciales son incorrectas, el sistema muestra un mensaje de error y permite reintentar.

Tabla 4 Caso de uso 3.

Caso	Actor	Objetivo
Monitoreo de señales en tiempo real	Paciente	Visualizar las señales de glucosa provenientes del *hardware* conectado o del sistema simulado en MATLAB.

Fuente: elaboración propia.

FIRST VIEW

Escenario:

- Tras iniciar sesión, se abre la ventana de monitoreo.
- El sistema establece una conexión con MATLAB o el *hardware* en tiempo real.
- Las señales de glucosa-insulina son procesadas y presentadas en gráficos interactivos en la pantalla.
- Si los valores están fuera del rango normal, se activa una alerta visual en la interfaz.
- El sistema guarda los datos en la base de datos para consultas futuras.

Tabla 5 Caso de uso 4.

Caso	Actor	Objetivo
Generación de Reportes Históricos	Médico o paciente	Consultar y exportar el registro histórico de las señales monitoreadas.

Fuente: Elaboración propia

Escenario:

- El usuario accede a la opción "Historial" en la ventana de monitoreo.
- Selecciona un rango de fechas y filtra los datos.
- El sistema presenta los datos en tablas.
- El usuario puede descargar los datos en formato PDF.

Determinación de verdaderos requerimientos

El proceso de análisis y recopilación de información, complementado por la revisión bibliográfica, permitió identificar los requerimientos reales que el sistema de monitoreo para un páncreas artificial debía satisfacer.

En la Tabla 6 se detallan los principales requerimientos funcionales y no funcionales. Estos requerimientos se establecieron teniendo en cuenta las necesidades del usuario final, las limitaciones tecnológicas, y las mejores prácticas para la gestión de datos de señales médicas.

Los requerimientos identificados reflejan las necesidades esenciales para proporcionar un sistema robusto, seguro y centrado en el usuario. La correcta

FIRST VIEW

determinación de estos requerimientos permite diseñar, desarrollar e implementar el sistema, asegurando que cumpla con los objetivos médicos, tecnológicos y de experiencia de usuario.

Tabla 6 Requerimientos.

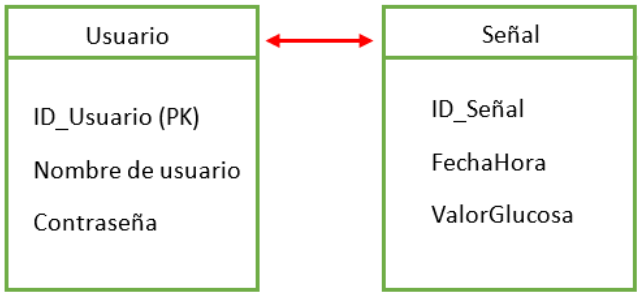
Requerimientos funcionales	Registro de Usuarios
	Inicio de Sesión Seguro
	Monitoreo de Señales en Tiempo Real
	Almacenamiento de Datos de Señales
	Consulta de Historial y Reportes
	Generación de alertas
	Exportación de reportes a PDF
Requerimientos no funcionales	Usabilidad
	Seguridad
	Compatibilidad
	Rendimiento

Fuente: Elaboración propia.

Diseño del sistema

Diseño de almacenamiento

Para la implementación del sistema de monitoreo de señales para el páncreas artificial, se diseñó un esquema de base de datos utilizando un modelo Entidad-Relación (E-R), que refleja las relaciones clave entre las entidades principales. Este modelo garantiza la correcta gestión de la información de los usuarios y las señales monitoreadas. En la Figura 2 se muestra el modelo entidad relación. La base de datos utiliza SQLite para almacenar la información de usuarios y señales de glucosa.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 2 Modelo entidad relación.

FIRST VIEW

En la base de datos, una tabla llamada "*users*" guarda los usuarios del sistema, cada uno con un id único generado automáticamente, un nombre de usuario único y obligatorio y una contraseña obligatoria.

En otra tabla llamada "LecturasGlucosa" se guardan las lecturas de glucosa de los usuarios, cada una con id automático asociada a un usuario, registra la fecha y hora automáticamente y almacena el nivel de glucosa.

Diseño gráfico

El diseño gráfico para el sistema de monitoreo de señales del páncreas artificial busca ofrecer una experiencia intuitiva y eficiente para los usuarios, incluyendo pacientes y médicos. A continuación, se presentan las pantallas principales que componen la interfaz, representados mediante croquis para ilustrar la disposición de los elementos de cada pantalla.

En la Figura 3 se muestra la pantalla de bienvenida, la cual contiene dos enlaces; permite al usuario elegir entre iniciar sesión o registrarse en el sistema. En la Figura 4 se visualiza la ventana mediante la cual el usuario puede realizar su registro en el sistema. Esta funcionalidad permite gestionar el acceso mediante credenciales de autenticación, contribuyendo a restringir el acceso no autorizado a la información almacenada. Debido a que el sistema permite gestionar registros relacionados con los niveles de glucosa, se considera importante implementar mecanismos de protección de datos personales y credenciales de acceso. Como parte de las mejoras, se contempla el cifrado seguro de las contraseñas y la incorporación de roles diferenciados para pacientes y personal médico.



Fuente: elaboración propia.

Figura 3 Pantalla de bienvenida.



Fuente: elaboración propia.

Figura 4 Pantalla de registro.

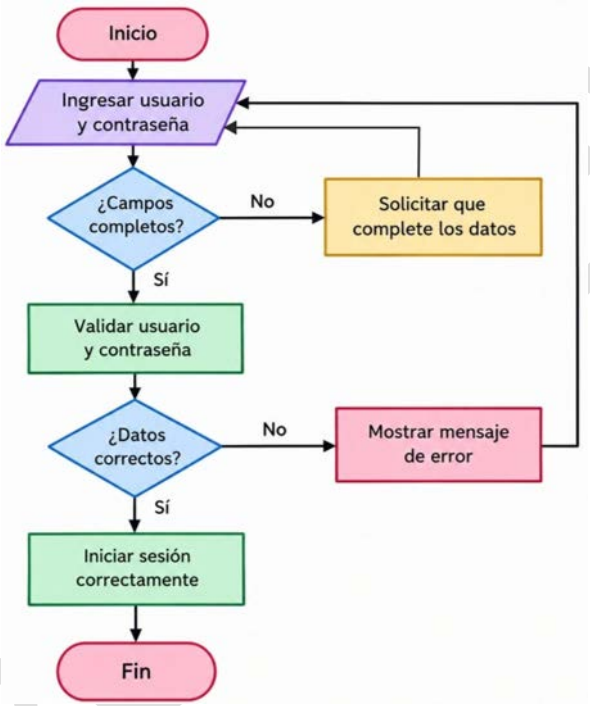
Una vez registrado podrá iniciar sesión en la ventana que se muestra en la Figura 5. La Figura 6 muestra el proceso del formulario que permite al usuario iniciar sesión.

FIRST VIEW



Fuente: elaboración propia.

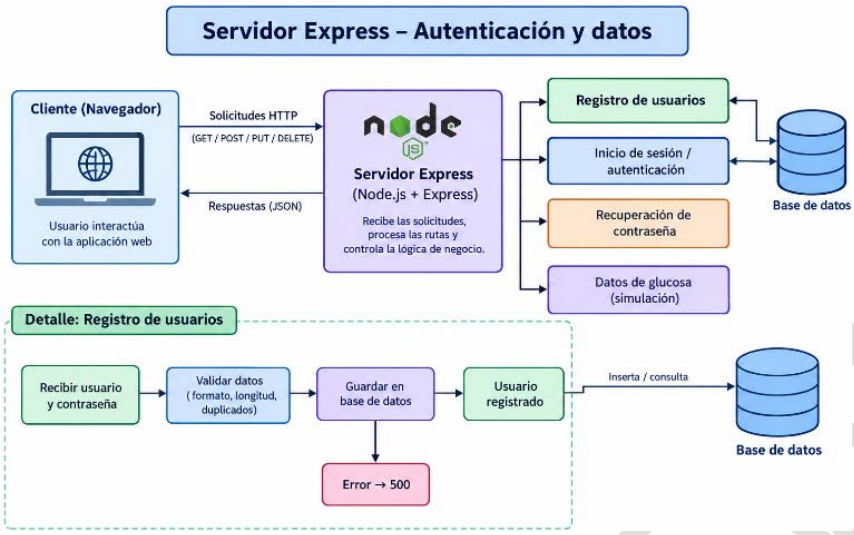
Figura 5 Pantalla de inicio de sesión.



Fuente: elaboración propia.

Figura 6 Proceso de inicio de sesión.

Cuenta con un identificador que facilita su manejo desde JavaScript. Este incluye un botón para enviar la información ingresada, así como un enlace para recuperar la contraseña y otro para regresar a la página principal. En la Figura 7 se presenta el servidor. Este es un servidor desarrollado con *Express* y Node.js, y se encarga de gestionar las solicitudes que provienen del cliente y las diferentes rutas de la aplicación como el registro y autenticación de usuarios, la recuperación de contraseñas y la simulación de datos de glucosa. Además, establece la comunicación con la base de datos para almacenar y consultar la información de los usuarios.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 7 Servidor.

3. Resultados

El sistema implementado permite a los usuarios (pacientes y médicos) acceder a una interfaz amigable para iniciar sesión, registrar nuevos usuarios, y monitorear los niveles de glucosa en tiempo real. Los datos se visualizan mediante gráficos dinámicos que se actualizan constantemente, lo que facilita la interpretación de tendencias y patrones. Los resultados demostraron que el sistema puede alertar automáticamente cuando los valores de glucosa salen de los rangos definidos, lo que es crucial para la intervención médica oportuna. En la Figura 8 se visualiza el funcionamiento del sistema desarrollado, incluyendo las ventanas y tareas de este. Para la validación de la interfaz diseñada, se tomó en cuenta el Modelo Mínimo de Bergman. Las Ecuaciones 1, 2 y 3 describen la regulación de glucosa en sangre en respuesta a la insulina:

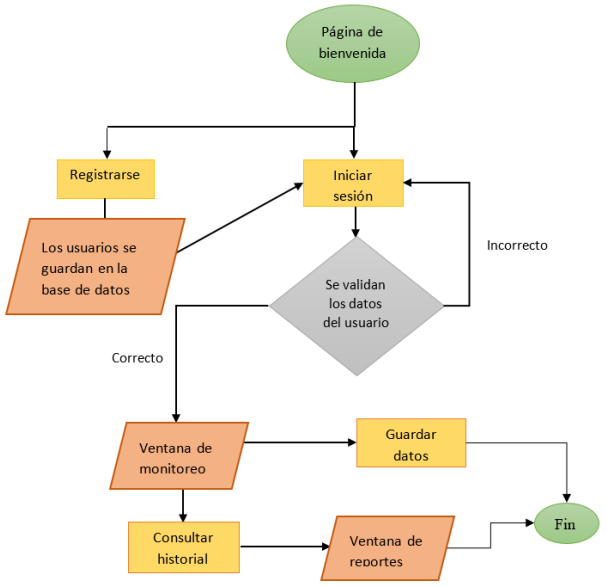
$$\frac{dG(t)}{dt} = -\big(p_1 + X(t)\big) \cdot G(t) + p_1 G_b \qquad G(0) = G_0 \tag{1}$$

$$\frac{dX(t)}{dt} = -p_2 X(t) + p_3 \cdot (I(t) - I_b) \qquad X(0) = x_0 \tag{2}$$

$$\frac{dI(t)}{dt} = p_4 \cdot (G(t) - p_5) \pm N \cdot [I(t) - I_b] \qquad I(0) = I_0 \tag{3}$$

FIRST VIEW

La Tabla 7 presenta la nomenclatura del modelo mínimo de Bergman, donde se definen los símbolos utilizados en las ecuaciones matemáticas del modelo, junto con sus respectivas unidades y una descripción física o fisiológica.



Fuente: elaboración propia.

Figura 8 Navegación del sistema.

Tabla 7 Nomenclatura del modelo mínimo de Bergman.

Símbolo	Unidades	Descripción
t	min	Tiempo.
G_b	mg/dL	Valor basal objetivo de la concentración de glucosa.
I_b	mU/L	Valor basal de concentración de insulina.
p_1	min^{-1}	Tasa constante independiente de la insulina en la absorción de glucosa en los tejidos.
p_2	min^{-1}	Tasa constante que expresa la disminución espontanea de la capacidad de absorción de glucosa en los tejidos.
p_3	$dL/mU \cdot min^2$	Tasa de aumento dependiente de la insulina en la capacidad de absorción de glucosa en los tejidos.
p_4	$mU/dL^{-1}(mg/dL)^{-1}min^{-2}$	Tasa de liberación pancreática de insulina después del bolo de glucosa.
p_5	mg/dL	Nivel de glucosa objetivo (el páncreas produce insulina mientras $G(t) > p_5$).
N	min^{-1}	Tasa de desaparición de la insulina en la sangre.
$d(t)$	mg/dL	Concentración de glucosa en la sangre.
$X(t)$	min^{-1}	Efecto de la insulina activa.
$I(t)$	mU/L	Concentración de insulina en la sangre.

Fuente: Elaboración propia.

Esta tabla permite interpretar adecuadamente las variables y parámetros que intervienen en la dinámica de la glucosa y la insulina en el organismo. En esta se incluyen variables temporales, como el tiempo t, concentraciones basales de glucosa e insulina (G_b e I_b), así como parámetros cinéticos (p_1, p_2, p_3) que representan los procesos de absorción y utilización de la glucosa en los tejidos, tanto de forma dependiente como independiente de la insulina. Asimismo, se consideran parámetros relacionados con la secreción pancreática de insulina (p_4) y el nivel objetivo de glucosa (p_5). Finalmente, la tabla incorpora las variables dinámicas del sistema: la concentración de glucosa en sangre $G(t)$, el efecto de la insulina activa $X(t)$ y la concentración de insulina en sangre $I(t)$, las cuales describen el comportamiento fisiológico del paciente a lo largo del tiempo dentro del modelo matemático. La Simulación tiene como objetivo principal obtener datos semejantes a los que se obtendrían de un paciente con un páncreas artificial y validar el funcionamiento de la interfaz. Para ello, se emplea un modelo matemático, mostrado en las Ecuaciones 1 a 3, permitiendo analizar la respuesta del sistema y estimar la dosis de insulina necesaria.

Esto se implementó en Simulink de MATLAB 2021a utilizando el comando solver ODE1, con un paso de integración de 0.01. El análisis se realiza durante un periodo de 24 horas, considerando condiciones iniciales específicas de glucosa, insulina y variables del modelo. Los parámetros utilizados corresponden a valores reportados en la literatura. La Tabla 8 presenta los parámetros fisiológicos utilizados para el modelado matemático de una persona con diabetes mellitus tipo 1 (DMT1). Todos los valores se expresan con sus respectivas unidades y corresponden a parámetros típicos reportados en la literatura para pacientes con DMT1.

Tabla 8 Parámetros de una persona con DMT1.

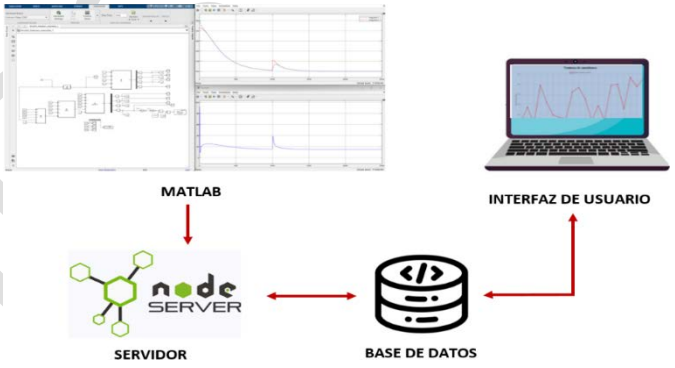
Parámetro	Valor	Unidades
G_b	142.67	mg/dL
I_b	13.30	mU/L
V_I	12	L
p_1	0	min^{-1}
p_2	0.025	min^{-1}
p_2	$1.3\ x\ 10 - 5$	$L/mU \cdot min^2$
N	5/54	min^{-1}

Fuente: elaboración propia.

FIRST VIEW

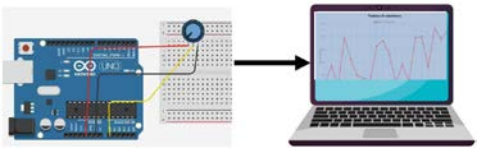
Para verificar el correcto funcionamiento del sistema desarrollado, se realizó la conexión del sistema simulado a la computadora (Figura 9). Paralelamente, en MATLAB se generaron señales simuladas correspondientes al modelo matemático descrito anteriormente, las cuales se utilizaron para evaluar el comportamiento de la interfaz de monitoreo. Las variaciones de estas señales fueron recibidas por la aplicación y posteriormente visualizadas en la gráfica de la interfaz de usuario. Adicionalmente, se empleó un potenciómetro como elemento de prueba para generar variaciones en la señal analógica de entrada y verificar el proceso de adquisición y comunicación (Figura 10). Este dispositivo no representa un sensor de glucosa, sino un recurso experimental utilizado para aproximar las condiciones de variación de una señal física.

En la Figura 11 se visualiza la ventana donde se muestran las señales recibidas (en tiempo real) en una gráfica y en una tabla. A su vez, se muestran las alertas de valores anómalos, indicando que se debe administrar insulina. También se incluyen dos botones para guardar y consultar el historial de datos, y el enlace para cerrar la sesión. La Figura 12 muestra la vista donde el usuario podrá consultar el historial de datos registrados, el cual se actualizará cada mes.



Fuente: elaboración propia.

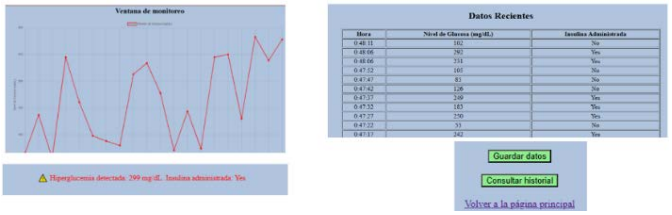
Figura 9 Conexión del sistema.



Fuente: elaboración propia.

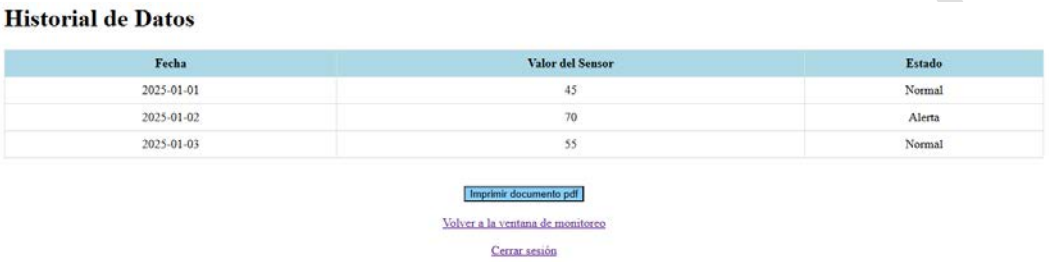
Figura 10 Prueba con potenciómetro.

FIRST VIEW



Fuente: elaboración propia.

Figura 11 Componentes de la ventana de monitoreo.



Fuente: elaboración propia.

Figura 12 Ventana de historial.

En resumen, el proceso queda descrito de la siguiente manera:

- En MATLAB se simulan las señales de glucosa.
- El servidor recibe las señales, procesa la información, gestiona la lógica de la aplicación y se comunica con la base de datos y el navegador.
- La base de datos almacena los registros de usuarios y lecturas de glucosa. También permite su posterior consulta.
- La interfaz de usuario permite visualizar los niveles de glucosa, recibir alertas y gestionar a los usuarios del sistema.

4. Discusión

Se verificó que el uso de datos simulados mediante MATLAB fue adecuado para validar el funcionamiento general de la interfaz y la comunicación *Hardware–Software*. El empleo de entornos de simulación y estrategias *Hardware-in-the-Loop* permite evaluar el comportamiento de sistemas relacionados con el control y monitoreo de glucosa antes de realizar pruebas en condiciones reales [Rahmanian et al., 2021]. Sin embargo, esta aproximación limita la evaluación del desempeño del sistema en condiciones reales lo que resaltó la importancia de la integración de sensores reales de glucosa para futuras validaciones. Por otro lado, se identificó

que la interfaz cumple con las funciones básicas de visualización y alerta. El monitoreo continuo de glucosa constituye uno de los componentes fundamentales de los sistemas de páncreas artificial, los cuales integran el monitoreo de glucosa con algoritmos de control y administración automatizada de insulina [Bergenstal et al., 2025; Kitagawa et al., 2025]. A su vez, la dependencia de MATLAB para la simulación del modelo permitió una implementación rápida, pero se sugiere que el desarrollo de módulos de simulación autónomos podría fortalecer la flexibilidad del sistema y facilitar su adopción en diferentes plataformas. Finalmente, la arquitectura desarrollada demostró ser funcional para el monitoreo del parámetro de glucosa, y su extensión a otros parámetros fisiológicos permitiría consolidar una solución más integral para el seguimiento de la salud en pacientes con enfermedades crónicas. En los sistemas de páncreas artificial actuales se han integrado diferentes componentes tecnológicos para el monitoreo y regulación de la glucosa, por lo que la ampliación de la arquitectura constituye una posible línea de trabajo futuro [Bergenstal et al., 2025; Kitagawa et al., 2025].

5. Conclusiones

Los resultados obtenidos demostraron la funcionalidad de la interfaz de usuario desarrollada para el monitoreo de niveles de glucosa y la generación de alertas en un entorno de *Hardware-in-the-Loop*. La interfaz permitió visualizar las señales de glucosa simuladas y generar alertas automáticas cuando los valores alcanzaron condiciones de hipoglucemia o hiperglucemia de acuerdo con los límites establecidos. La respuesta de las alertas fue validada mediante señales simuladas, comprobando su correspondencia con los rangos de glucosa definidos para los diferentes escenarios de prueba. La integración con una base de datos SQLite permitió la gestión y almacenamiento eficiente de información de usuarios y lecturas de glucosa.

La estructura de datos relacional facilita la consulta y generación de reportes para el análisis de tendencias, cuidando la integridad y seguridad de los registros. La implementación del sistema de autenticación también proporciona un acceso seguro, previniendo el uso no autorizado. La comunicación entre MATLAB y la

FIRST VIEW

interfaz de usuario desarrollada permitió simular las condiciones del sistema de control del páncreas artificial de manera precisa. Esta integración demuestra la utilidad de un entorno simulado antes de probar sistemas de control con pacientes reales.

A pesar de los logros, se identificaron áreas de mejora, como la dependencia de MATLAB para la simulación de señales. Para futuras versiones, se recomienda desarrollar módulos independientes para la generación de señales simuladas sin necesidad de herramientas externas. Además, es necesario validar el sistema con datos de sensores físicos en tiempo real.

Es importante señalar que el sistema desarrollado se limita al monitoreo y generación de alertas a partir de señales de glucosa simuladas y no incorpora un controlador para la regulación automática de glucosa ni un mecanismo de administración de insulina. Por lo tanto, los resultados obtenidos corresponden a la validación funcional de la interfaz y sus mecanismos de monitoreo y alerta, y no a la validación de un sistema completo de páncreas artificial.

Este sistema puede servir como una herramienta educativa para el desarrollo de páncreas artificiales, así como una base para investigaciones futuras. También puede extenderse para monitorear otros parámetros vitales.

6. Referencias y Bibliografía

[1] Alazki, H., Cortés-Vega, D., & García, P. (2023). Diseño robusto de un observador de perturbaciones con saturaciones: Aplicación al control de regulación de la glucosa en pacientes con diabetes tipo 1. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*. https://doi.org/10.4995/riai.2023.19773

[2] Amuedo, S., & Bellido, V. (2023, 16 de febrero). Sistemas de páncreas artificial «Do-It-Yourself». Revista Diabetes. https://www.revistadiabetes.org/tecnologia/sistemas-de-pancreas-artificial-do-it-yourself/

[3] Banzi, F., et al. (2021). Mathematical Modelling of Glucose-Insulin System and Test of Abnormalities of Type 2 Diabetic Patients. *International Journal*

FIRST VIEW

of Mathematics and Mathematical Sciences, 2021, 6660177. https://doi.org/10.1155/2021/6660177

[4] Bergenstal, R. M., Heller, A., Breton, M. D., Vigersky, R., Brown, S. A., Forlenza, G. P., Sherr, J. L., Hovorka, R., Russell, S. J., Damiano, E. R., Putman, M. S., Beck, R. W., Renard, E., Lal, R., Cobelli, C., Dassau, E., Akturk, H. K., Weiss, M. A., & Skyler, J. S. (2025). Evolution of the Artificial Pancreas: Components and Integration—CGMs, Insulin, and AP Systems. Journal of Diabetes Science and Technology, 19(4), 883–894. https://doi.org/10.1177/19322968251342239

[5] Castro-Gómez, J., Valencia-Palomo, G., Hernández-González, O., Guerrero-Sánchez, M. E., Ramírez-Rasgado, F., & Astorga-Zaragoza, C. M. (2022). Control for plasma glucose regulation in type 1 diabetes mellitus patients with unknown input delays. Memorias del Congreso Nacional de Control Automático, 5(1), 386–391. https://doi.org/10.58571/CNCA.AMCA.2022.069

[6] Doyle III, F. J., & Kovatchev, B. P. (2025). Artificial Pancreas: The First 20 Years. Diabetes Technology & Therapeutics, 27(3_suppl), S1–S8. https://doi.org/10.1089/dia.2025.0134

[7] Elhoushy, M., Zalam, B. A., Sayed, A., et al. (2024). Automated blood glucose regulation for nonlinear model of type-1 diabetic patient under uncertainties: GWOCS type-2 fuzzy approach. *Biomedical Engineering Letters, 14*, 127–151. https://doi.org/10.1007/s13534-023-00318-3

[8] Gallo Monsalve, K. J., & Jácome Cango, A. E. (2024). Desarrollo de una aplicación móvil para el control de alimentación y medicación en pacientes con diabetes tipo 2 mediante inteligencia artificial en la Clínica San Luis [Trabajo de titulación, Universidad Técnica de Cotopaxi]. Repositorio Institucional de la Universidad Técnica de Cotopaxi. http://repositorio.utc.edu.ec/handle/27000/11940

[9] García-Rodríguez, J. A. (2025). Development of a computational application for visualizing and analyzing insulin treatment data in an adolescent with Type 1 Diabetes Mellitus. Diabetes Mellitus, 19(1).

FIRST VIEW

[10] Kitagawa, H., Munekage, M., Seo, S., & Hanazaki, K. (2025). Artificial pancreas: The past and the future. Journal of Artificial Organs, 28(4), 514–521. https://doi.org/10.1007/s10047-025-01510-1

[11] Montirano, E. M. (2025). Pancreas Artificiale per il trattamento del diabete di tipo 1: I sistemi Medtronic. Università degli Studi di Padova.

[12] Ortiz Navarro, A. (2025, julio). Implementación en Python de un simulador para control de diabetes por aprendizaje reforzado. https://repositorio.upct.es/server/api/core/bitstreams/596d61b7-23a2-4a85-a15a-f224e51c0d74/content

[13] Preciado Quiñónez, I. J., Nuñez Gamboa, J. J., Cabrera Morillo, N. J., Paz Morán, V., & Gracia Chamorro, R. R. (2025). Más allá del control glucémico: El impacto de la monitorización continua y la insulina automatizada en la calidad de vida de las personas con diabetes. Reincisol, 4(8), 4184–4206. https://doi.org/10.59282/reincisol.V4(8)4184-4206

[14] Rahmanian, F., Dehghani, M., Karimaghaee, P., Mohammadi, M., & Abolpour, R. (2021). Hardware-in-the-loop control of glucose in diabetic patients based on nonlinear time-varying blood glucose model. Biomedical Signal Processing and Control, 66, 102467. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102467

[15] Rizzo, C. P., Mallet, D., Hernández Rivero, M., Hanna, J., White, C., Dao, S., Tran, J., Schuman, C. D., & Plank, J. S. (2025, 26 de noviembre). Páncreas artificial neuromórfico, 112–119.

[16] Targui, M., et al. (2024). Observer-based control for plasma glucose regulation in type 1 diabetes mellitus patients with unknown input delay. International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. https://doi.org/10.1002/cnm.3826

FIRST VIEW