

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**DISEÑO DE CONTROLADORES ROBUSTOS APLICADOS A UN
MODELO DE PÁNCREAS ARTIFICIAL DE UN PACIENTE VIRTUAL
CON DIABETES TIPO 1.**

**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN CONTROLADOR PID ROBUSTO
BASADO EN CONCEPTOS DE CONTROL POR MODOS
DESLIZANTES APLICADO AL MODELO DE GLUCOSA-INSULINA
DE HOVORKA PARA PACIENTES CON DIABETES TIPO 1**

**TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR PRESENTADO COMO
REQUISITO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERA EN
ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN.**

LESLIE VANESSA CHULDE GUERRERO

leslie.chulde@epn.edu.ec

DIRECTOR: ING. DIEGO IVÁN PILAQUINGA ABADIANO, MSC

diego.pilaquinga@epn.edu.ec

DMQ, abril 2023

CERTIFICACIONES

Yo, LESLIE VANESSA CHULDE GUERRERO declaro que el trabajo de integración curricular aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.



LESLIE VANESSA CHULDE GUERRERO

Certifico que el presente trabajo de integración curricular fue desarrollado por LESLIE VANESSA CHULDE GUERRERO, bajo mi supervisión.



ING. DIEGO IVÁN PILAQUINGA ABADIANO, MSC
DIRECTOR

DECLARACIÓN DE AUTORÍA

A través de la presente declaración, afirmamos que el trabajo de integración curricular aquí descrito, así como el producto resultante del mismo, son públicos y estarán a disposición de la comunidad a través del repositorio institucional de la Escuela Politécnica Nacional; sin embargo, la titularidad de los derechos patrimoniales nos corresponde a los autores que hemos contribuido en el desarrollo del presente trabajo; observando para el efecto las disposiciones establecidas por el órgano competente en propiedad intelectual, la normativa interna y demás normas.

LESLIE VANESSA CHULDE GUERRERO

DIEGO IVÁN PILAQUINGA ABADIANO

DEDICATORIA

Dedicó este trabajo a Dios, a mis padres y a mi familia.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios porque sé que gracias a su amor y gracia hoy estoy aquí, gracias, Papá por no dejarme sola en ningún momento por acompañarme siempre y mostrarme tu amor hasta en el más mínimo detalle. Sé que durante todo este trayecto estuviste siempre ahí y me diste la fuerza necesaria para continuar y no rendirme.

A mis padres Dalva y Wilson, gracias por apoyarme y darme ánimos incluso cuando sentía que ya no podía más, gracias por su amor, sus consejos, por sus palabras, por su esfuerzo y dedicación. Mi vida no sería lo mismo sin ustedes.

Le agradezco a mi hermano Darwin por motivarme siempre a perder el miedo y a confiar más en mí, gracias por enseñarme sobre todo a soldar circuitos. A mi princesa Alekeit agradezco tanto el tenerte en mi vida, gracias por ser la alegría de mi vida desde siempre, eres tú el motivo por el cual quiero ser mejor cada día. A mi tío Humberto gracias por ser como mi segundo padre, agradezco mucho tu preocupación y todos los cuidados que me has dado desde el día que nací.

Agradezco a la familia Guanoluisa Guerrero, gracias, a Neiva y Marcelo por estar siempre dispuestos a ayudar ante cualquier inconveniente, gracias a mis primas Melany y Marcela por alegrar mi vida con cada una de sus ocurrencias, gracias a mi primo Daniel por todos sus consejos. Gracias también a la familia Imbaquingo Guerrero, gracias, Amparo y Jorge por siempre creer en mí y por siempre recordarme el potencial que tengo, gracias a mis primos Jorge Andrés y Abigail por estar pendientes de mí. Gracias también a mis primas Rosa y Julieth por decirme siempre “tú lo puedes todo”.

Gracias a mis amigos Andrés, Cinty, Jomy, Sebas, Bryan y Toño, sin ustedes sobrellevar toda la carrera hubiera resultado más complejo y aburrido.

Gracias a la persona especial que llegó a mi vida para mostrarme que los problemas son pasajeros y que lo importante de todo es disfrutar el aquí y el ahora, gracias por motivarme siempre y enseñarme a ver el lado positivo de las cosas, gracias amor.

De manera especial agradezco al ing. Diego Pilaquinga por su guía durante la realización del trabajo, gracias por sus consejos y por su apoyo. De igual manera agradezco la ayuda del Dr. Oscar Camacho por tomarse el tiempo para contestar todo tipo de preguntas y siempre estar dispuesto a ayudar. Gracias igualmente a la ing. Jenny Haro por compartir todos sus conocimientos y por su ayuda.

Finalmente, pero no menos importante, gracias Leslie por no darte por vencida y continuar.

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIONES.....	I
DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	II
DEDICATORIA.....	III
AGRADECIMIENTO.....	IV
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	V
RESUMEN	VII
ABSTRACT	VIII
1 INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Objetivo general.....	2
1.2 Objetivos específicos	2
1.3 Alcance	3
1.4 Marco teórico	4
1.4.1 Diabetes mellitus tipo 1 (DMT1).....	4
1.4.2 Tratamiento	6
1.4.3 Modelo de Hovorka.....	8
1.4.4 Simulador UVa/Padova	9
1.4.5 Modelo de orden reducido FOPDT	10
1.4.6 Controlador PID.....	11
1.4.7 Controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes.....	12
1.4.8 Índices de desempeño.....	13
2 METODOLOGÍA.....	14
2.1 Modelo glucosa – Insulina de Hovorka.....	14
2.1.1 Modelo glucosa – insulina de Hovorka en simulink	17
2.2 Obtención del modelo de orden reducido FOPDT	19
2.3 Diseño y sintonización del controlador feedforward estático.....	21
2.4 Diseño y sintonización del controlador PID.....	23
2.5 Diseño y sintonización del controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes	24
2.6 Diseño de interfaz gráfica.....	28
2.6.1 Pantalla principal	29
2.6.2 Pantalla de información	29
2.6.3 Pantalla de simulación.....	30

3	RESULTADOS, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	32
3.1.1	Modelo FOPDT de Hovorka	35
3.1.2	Controlador PID	36
3.1.3	Controlador PID basado en conceptos de control por modos deslizantes.....	37
3.1.4	Pruebas en pacientes en tres escenarios de simulación	38
3.1.5	Validación de controladores	49
3.2	Conclusiones.....	54
3.3	Recomendaciones.....	55
4	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56
5	ANEXOS.....	59
	ANEXO I: PARÁMETROS DE PACIENTES.....	60
	ANEXO II: CONTROLADOR PID TRADICIONAL	61
	ANEXO III: CONTROLADOR PID ROBUSTO BASADO EN CONCEPTOS DE CONTROL POR MODOS DESLIZANTES	62
	ANEXO IV: BOMBA DE INSULINA	64

RESUMEN

La diabetes es una enfermedad crónica y actualmente es considerada como una de las principales causas de muerte en hombres y mujeres en todo el mundo, su tratamiento es complejo, y resulta muy difícil controlar los niveles de glucosa sobre todo cuando el paciente ingiere alimentos y aún más cuando esta terapia depende netamente de la persona que padece esta enfermedad. En los últimos años, tecnologías avanzadas han sido propuestas para el desarrollo de equipos de infusión que permitan un control óptimo y adecuado de la glucemia, estos necesariamente emplean controladores que son capaces de mantener al paciente dentro de los límites normales.

El presente trabajo plantea la implementación de un controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes en el modelo de glucosa – insulina de Hovorka, para tres pacientes diferentes en tres escenarios de ingesta de comida distintos, los resultados obtenidos son validados mediante la comparación de los índices de desempeño ISE e ISCO entre el controlador propuesto y un controlador PID tradicional, además estas leyes de control son implementadas en el simulador UVa/Padova para verificar su desempeño.

PALABRAS CLAVE: diabetes tipo 1, modelo de Hovorka, control PID, control PID robusto, modos deslizantes.

ABSTRACT

Diabetes is a chronic disease and is currently considered one of the main causes of death in people around the world, its treatment is complex, and it is very difficult to control glucose levels, especially when the patient eats food and even more when this therapy depends clearly on the person who suffers from this disease. In recent years, advanced technologies have been proposed for the development of infusion equipment that allows optimal and adequate control of blood glucose, these necessarily use controllers that can keep the patient within normal limits.

The present work proposes the implementation of a robust PID controller based on concepts of control by sliding modes in the Hovorka glucose-insulin model, for three different patients in three different food intake scenarios, the results obtained are validated by comparing of the ISE and ISCO performance indices between the proposed controller and a traditional PID controller, in addition these control laws are implemented in the UVa/Padova simulator to verify their performance.

KEYWORDS: type 1 diabetes, Hovorka model, PID control, robust PID control, sliding modes.

1 INTRODUCCIÓN

La diabetes mellitus tipo 1 (DMT1) es una enfermedad crónica caracterizada por la deficiencia de insulina en el cuerpo, la falta de esta hormona imposibilita al organismo la capacidad de mantener y regular los niveles de glucosa dentro de los límites normales, fuera de estos valores el paciente presenta síntomas que a largo plazo pueden desencadenar en graves consecuencias como afecciones en los riñones, pérdida de visión, amputaciones del pie, accidentes cerebrovasculares, infartos e incluso la muerte. Para contrarrestar estas afecciones es mandatorio para el paciente la administración de insulina exógena ya sea por medio de inyecciones subcutáneas o mediante el uso de bombas de insulina [1].

El tratamiento de la diabetes mellitus resulta complejo y depende completamente del paciente, ya que él es el encargado de calcular la dosis necesaria de administración de insulina, ya sea por corrección de dosis de glucosa en sangre o por cobertura de carbohidratos. El cálculo de la cantidad de insulina que una persona debe administrarse va a depender de las raciones de carbohidratos que ingiera, del valor de glucosa en sangre que presente y también de las características fisiológicas de cada paciente. Esta dependencia del paciente con el tratamiento dificulta el control de la glucemia, ya que pueden existir inconvenientes como errores en los cálculos o en las mediciones de glucosa, complicaciones a la hora de medir la cantidad de azúcar en sangre (especialmente en la noche), subestimación o sobrestimación de carbohidratos, mayor o menor sensibilidad a la insulina e incluso el paciente puede olvidarse de la administración de glucosa. Todas estas situaciones han llevado al desarrollo de mecanismos de infusión de insulina que permitan llevar un mejor control de la glucosa y que eviten poner en peligro la vida del paciente [2].

En los últimos años se ha desarrollado el control en lazo cerrado del sistema glucosa insulina, este se encuentra conformado por un sensor de glucosa, una bomba de insulina y un algoritmo de control encargado de dosificar las unidades de insulina. Todos estos elementos conforman lo que hoy en día se conoce como páncreas artificial. El propósito del páncreas artificial consiste en mantener los niveles de glucosa dentro de los límites normales, para ello es necesario un suministro continuo de insulina basal y otro de bolos ante la ingesta de comidas. Estudios realizados en este sistema han demostrado que es un reto mantener los niveles de glucemia cuando el paciente ingiere alimentos, por esta razón es que se han implementado controladores en softwares de simulación como el UVa/Padova que permitan validar su resultado y verificar si la ley de control es óptima, precisa y segura para un paciente con diabetes tipo 1 [3].

El presente trabajo pretende mostrar en el primer capítulo una revisión bibliográfica acerca de la diabetes tipo 1 y sus respectivos tratamientos, así como también información acerca del modelo matemático de glucosa-insulina propuesto por Hovorka y el software de simulación UVA/Padova, asimismo se desarrolla una investigación de las definiciones de los controladores PID y PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes y de los respectivos índices de desempeño ISE e ISCO. La segunda parte de este documento está comprendida por el estado del arte, en el cual se presenta el diseño de los controladores y la obtención del sistema con su respectiva implementación en el software de simulación Matlab/Simulink. El capítulo tres está conformado por el desarrollo de los resultados obtenidos, tanto del modelado de la planta como de la interacción de los controladores con el modelo glucosa – insulina implementado en los diferentes pacientes (promedio, paciente 5 y paciente 7) ante tres escenarios de ingesta de comidas diferentes; este proyecto analiza y hace una comparación de los índices de desempeño obtenidos, además, mediante el cuadro de variabilidad de control (CVGA) se valida los resultados de los controladores. Finalmente, en el último apartado se exponen las conclusiones y recomendaciones correspondientes al desarrollo del tema propuesto.

1.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar en Matlab/Simulink un controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes aplicado al modelo de glucosa – insulina de Hovorka para pacientes con diabetes tipo 1.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Realizar una revisión bibliográfica acerca de la diabetes tipo 1 y sus tratamientos, el modelo de glucosa – insulina de Hovorka, el controlador PID tradicional, el controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes y el funcionamiento del simulador UVA/PADOVA con el fin de obtener información necesaria para diseñar un controlador aplicado a un paciente virtual con diabetes tipo 1.
2. Implementar el modelo de Hovorka de un paciente con diabetes tipo 1 en Matlab/Simulink para simular el comportamiento de la glucosa en la sangre.
3. Diseñar, sintonizar y simular en Matlab/Simulink un controlador PID tradicional y un controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes para interactuar con el modelo de glucosa – insulina de Hovorka y realizar el control de los niveles de glucosa en la sangre.

4. Diseñar e implementar en Matlab una interfaz gráfica que permita visualizar la respuesta del sistema ante cambios en la ingesta de carbohidratos, la acción de control y los índices de desempeño para tres pacientes.
5. Validar los resultados del controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes mediante la comparación de los índices de desempeño ISE, ISCO y el cuadro de variabilidad de control (CVG) del simulador UVA/PADOVA del controlador propuesto y un PID tradicional.

1.3 ALCANCE

- Se realizará una revisión bibliográfica referente a la diabetes tipo 1 y su respectivo tratamiento, para analizar el tema a investigar y las variables que se deben manejar.
- Se estudiará el modelo matemático de regulación de glucosa- insulina de Hovorka para distinguir las variables físicas que intervienen en él.
- Se definirán los parámetros que intervienen en el modelo de glucosa-insulina de Hovorka para representar a un paciente promedio con diabetes tipo 1.
- Se realizará un estudio del controlador PID tradicional y del controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes para analizar su estructura y posteriormente realizar el diseño respectivo para el modelo de glucosa-insulina de Hovorka.
- Se realizará una revisión bibliográfica acerca del simulador UVA/PADOVA con el fin de conocer los parámetros que intervienen en él y las funcionalidades que presenta.
- Se implementará el modelo matemático de glucosa-insulina de Hovorka en Matlab/Simulink para un paciente promedio con diabetes tipo 1 que responda ante cambios en los parámetros de ingesta de carbohidratos, esto permitirá determinar los parámetros característicos para el desarrollo del controlador.
- Se diseñará y se sintonizará un controlador PID tradicional y un PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes para un paciente promedio con diabetes tipo 1 para interactuar con el modelo de glucosa – insulina de Hovorka.
- Se simulará en Matlab/Simulink el controlador PID tradicional y el controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes y se realizará el control de los niveles de glucosa de un paciente promedio con diabetes tipo 1.

- Se diseñará y se implementará una interfaz gráfica en Matlab con la herramienta App Designer en la cual se podrá seleccionar tres escenarios de ingesta de comida en tres pacientes distintos; se podrá observar la respuesta del sistema, la acción de control y los índices de desempeño.
- Se validará el desempeño del controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes para tres escenarios de ingesta de comida en tres pacientes diferentes; para esto se utilizará una comparación de los índices de desempeño ISE, ISCO y el cuadro de control (CVG) del simulador UVA/PADOVA del controlador propuesto y un PID tradicional, esto permitirá observar las variaciones y mejoras del nuevo controlador en el paciente virtual.

1.4 MARCO TEÓRICO

1.4.1 DIABETES MELLITUS TIPO 1 (DMT1)

El cuerpo humano al mantener un estricto control de los niveles de glucosa en la sangre hace posible que los mecanismos fisiológicos del organismo funcionen correctamente, la glucosa es en sí un monosacárido muy importante para todas las células del cuerpo humano ya que se constituye como una fuente principal de energía. Este equilibrio de azúcar en la sangre es conseguido gracias a la interacción de varias hormonas, principalmente de la insulina y el glucagón, estas hormonas secretadas por el páncreas tienen una mayor influencia en el equilibrio de la glucosa; actúan precisamente después de la ingesta de alimentos, luego de realizar ejercicio o cuando la persona se encuentra en ayuno o descanso [3]

La glucosa proviene principalmente de la ingesta de carbohidratos, luego de que una persona ingiere alimentos ocurre un proceso de transformación en el sistema digestivo en el cual se obtiene azúcar a partir de hidratos de carbono (CHO), como es de esperarse la glucosa empieza a elevar su concentración en la sangre y cuando esto sucede se da una instrucción al páncreas para que empiece a segregar insulina, esta hormona es importante ya que cumple con tres propósitos principales que son: estimular la absorción de la glucosa en el tejido muscular y adiposo, estimular el almacenamiento de la glucosa no utilizada en forma de glucógeno y desestimular la producción de más glucosa [3].

Por otro lado, cuando el paciente está en periodos de descanso o de ayuno o realiza actividad física, los niveles de glucosa empiezan a disminuir. En esta situación, el equilibrio de azúcar en la sangre es conseguido también por medio de la actividad del páncreas, el cual comienza a segregar glucagón y a utilizar la glucosa almacenada; el glucagón es una

hormona importante dentro de este proceso ya que es el encargado de liberar glucosa por medio del rompimiento de glucógeno, además, inhibe la producción de insulina y ayuda en la obtención de glucosa a partir de lípidos y aminoácidos, todo esto permite elevar los niveles de azúcar en la sangre y de esta manera mantener una estabilidad en el cuerpo [3].

Este proceso de regulación de glucosa en personas sanas permite que el paciente desarrolle sus actividades con normalidad, pero, esto es muy diferente en personas que presentan una afección crónica autoinmune que afecta a las células del páncreas, ya que esto ocasionaría una pérdida en la estabilidad de azúcar en la sangre y por ende que el paciente presente condiciones en su salud que van a afectar su calidad de vida. “La enfermedad autoinmune en la que el páncreas pierde la capacidad de producir células beta y por tanto la generación de insulina en el organismo se denomina diabetes mellitus tipo 1”[4]. Esta afección en el paciente ocasiona que los niveles de glucosa aumenten fuera de los límites recomendados, al no producir insulina la absorción de glucosa en las células del cuerpo es ineficiente, ya no existe reserva de glucógeno en el hígado, ya no es posible evitar la producción de más glucosa y por tanto empieza a existir un desbalance en los niveles de azúcar presentes en sangre, los cuales solo pueden ser regulados por medio de la administración de insulina exógena [2]. Este contraste entre el proceso de regulación entre una persona sana y una persona con DMT1 se presenta en la Figura 1.1, en donde (a) representa la administración de insulina externa, en tanto que en (b) no existe la presencia de esta.

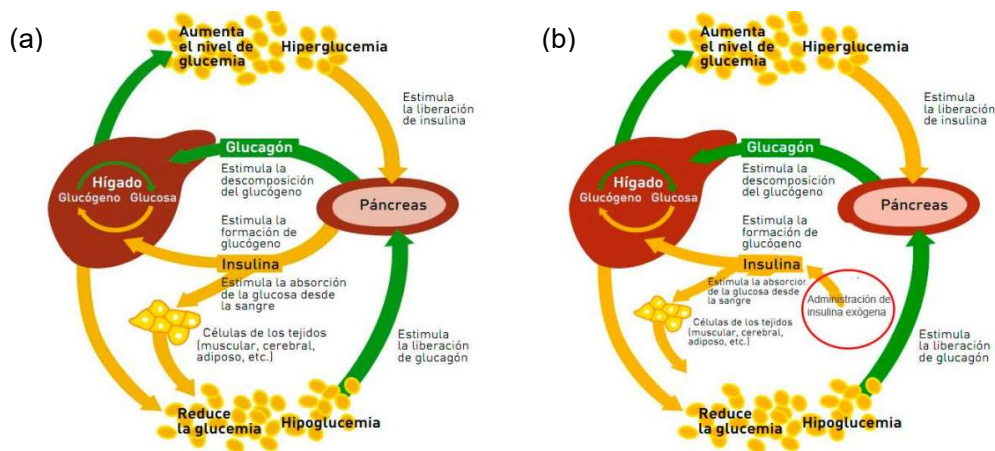


Figura 1.1. Esquema de regulación glucémica. (a) Persona sana (b) Persona diabética [2].

Según la Asociación Americana de Diabetes una persona mantiene sus niveles de glucosa entre 70 – 100 [mg/dl], en tanto que una persona con DMT1 sus límites están en un rango

de 70 – 180 *mg/dl*, como consecuencia a la dificultad que tiene el paciente para controlar su glucosa [5]. Este último rango permite definir dos términos muy importantes dentro del control de la glucosa que son hipoglucemia e hiperglucemia.

- *Hipoglucemia*: sus niveles de glucosa en sangre están por debajo de 70mg/dl, es ocasionado por una ingesta baja de CHO, exceso de ejercicio físico o por la administración de cantidades altas de insulina exógena. Dependiendo de la cantidad de glucosa en sangre presente existen diferentes tipos de hipoglucemia mencionados en [2] que son:
 - Hipoglucemia leve (60 – 70 mg/dl): algunos pacientes pasan desapercibidos los síntomas como cansancio, temblores, etc.
 - Hipoglucemia moderada (45 – 60 mg/dl): los síntomas incluyen visión doble, cefaleas, somnolencia, mareos, taquicardias, etc.
 - Hipoglucemia grave (45 mg/dl o menos): presenta síntomas como la pérdida del conocimiento, convulsiones, coma diabético e incluso la muerte.
- *Hiperglucemia*: sus niveles de glucosa son igual o mayor a 180 mg/dl, sus causas más comunes son: alto consumo de CHO, resistencia a la insulina y déficit de insulina. “Se presentan síntomas como fatiga, pérdida de peso, sed, hambre y orinar frecuentemente” [1]

Una enfermedad grave asociada a la hiperglucemia corresponde a la cetoacidosis, esta afección produce un incremento de cetonas en la sangre ocasionando que esta se torne ácida, ocurre cuando se tienen niveles de glucosa por encima de los 300 mg/dl [2].

Ante la presencia de estos síntomas es importante considerar un monitoreo continuo de la glucosa en personas con DMT1, ya que si un paciente es expuesto a estas afecciones durante largos periodos de tiempo es más probable que pueda desarrollar enfermedades graves como: afecciones cardiacas, pérdida de visión, daños en el sistema nervioso y riñones, etc. [2].

1.4.2 TRATAMIENTO

El apartado anterior mencionó que la diabetes mellitus tipo 1 es caracterizada por ser una enfermedad autoinmune en la cual las células productoras de insulina son destruidas, ante esta situación es indispensable que un paciente que padece de esta afección utilice insulina exógena para la regulación de sus niveles de glucosa.

El tratamiento en la DMT1 consiste en emular el funcionamiento del páncreas de una persona sana, específicamente en cuanto a la secreción de insulina. De acuerdo con [6] el páncreas administra insulina en dos situaciones específicas que son:

- *Administración Basal:* esta insulina es administrada en pequeñas cantidades y de forma constante, es empleada cuando el paciente está en reposo o cuando no ha ingerido comida.
- *Administración de Bolos o prandial:* esta insulina es administrada antes de la ingesta de carbohidratos.

La insulina no puede ser administrada en forma de tabletas o comprimidos, ya que si eso sucediera no llegaría al torrente sanguíneo para cumplir su función, sino más bien esta sería destruida inmediatamente por el sistema digestivo, por esta razón es que la administración de insulina es realizada por medio de inyecciones subcutáneas [5]. Existen dos tipos de terapias para la administración de insulina, por múltiples inyecciones diarias y bomba de infusión; ambas para simular el comportamiento de un páncreas sano utilizan ciertos tipos de insulina, estas son clasificadas por su velocidad de absorción, duración en el organismo y tiempo que les toma en alcanzar el pico de actividad. De acuerdo con [2] los tipos de insulina que se emplean ya sea para inyecciones o bombas de infusión son:

- *Insulina de acción intermedia:* es empleada para la administración basal, empieza a actuar a la 1 o 2 horas, tiene un tiempo de duración que va de 10 a 13 horas, el pico de actividad ocurre luego de las 5 a 7 horas de su uso.
- *Insulina de acción rápida:* es utilizada para la administración prandial, su acción empieza a los 30 o 60 minutos, tiene un tiempo de duración que va de 5 a 7 horas, el pico de actividad ocurre luego de las 2 a 3 horas de su uso.
- *Insulina de acción ultra rápida:* es administrada antes de la ingesta de comidas, empieza a actuar a los 15 minutos, tiene un tiempo de duración que va de 3 a 4 horas, el pico de actividad ocurre luego de las 30 a 90 minutos de su uso.

La terapia de múltiples inyecciones diarias utiliza una insulina de acción intermedia para cubrir la administración de insulina basal y para cubrir la insulina de bolos emplea una insulina de acción rápida o ultra rápida. Con relación a la bomba de infusión se emplea una insulina de acción rápida de forma continua durante las 24 horas del día, esta administra pequeñas cantidades de insulina para suplir la basal y para cubrir la prandial se programa a la bomba para que suministre insulina antes de la ingesta de comidas. Los tratamientos para pacientes diabéticos comúnmente utilizados son presentados en la Figura 1.2, en

donde (a) hace referencia a la terapia en la cual el paciente utiliza una jeringa para administrarse insulina (terapia de múltiples inyecciones), mientras que, en (b) se emplea un equipo de infusión, el cual está conformado por una cánula, misma que es ubicada debajo de la piel a través de un catéter [2].

(a)



(b)



Figura 1.2. Tratamiento de administración de insulina. (a) Inyección (b) Bomba de insulina [3].

El problema en ambos tratamientos es que la cantidad de insulina a suministrarse depende netamente del paciente, es decir, él es el encargado de calcular la cantidad de CHO que va a ingerir y las horas en las cuales va a servirse los alimentos, esto provoca una imprecisión en la terapia ya que puede existir errores en los cálculos y ocasionar un exceso o disminución de insulina en la sangre [2].

1.4.3 MODELO DE HOVORKA

En [7] menciona que existen dos tipos de modelos matemáticos que se utilizan en el estudio de la diabetes, estos pueden ser clínicos y no clínicos. Los primeros presentan una estructura matemática simple y emulan los datos del paciente tomando en cuenta la descripción de los órganos del cuerpo por sistemas, mientras que, los segundos presentan una estructura matemática más compleja y están centrados en el modelamiento de las funciones fisiológicas de los órganos que intervienen en el metabolismo de la glucosa.

El modelo matemático de glucosa- insulina propuesto por Hovorka es un modelo matemático no clínico, el cual está conformado por tres subsistemas que son: absorción y acción de la insulina, dinámica de absorción de comida y dinámica de la glucosa. Este modelo utiliza una serie de ecuaciones diferenciales para representar la dinámica de la glucosa, en él está considerada la administración de insulina por vía subcutánea, la concentración de glucosa intravenosa como salida y la ingesta de carbohidratos como una perturbación del sistema. Este modelo propuesto por Hovorka está basado en los datos

recolectados del estudio realizado en 8 adultos con DMT1 durante un tiempo de 12 semanas, la administración de insulina fue ejecutada en lazo cerrado durante un tiempo de 7 días las 24 horas; la información fue obtenida gracias a la utilización de un sensor de glucosa, un suministro de insulina y considerando también el consumo de alimentos por parte del paciente. Una desventaja de este modelo es la representación simple de la absorción de glucosa en el intestino, pero, a pesar de ello es un modelo que ha sido muy utilizado en el desarrollo de controladores automáticos de glucosa.

1.4.4 SIMULADOR UVA/PADOVA

El simulador UVa/Padova T1DMS es un software basado en el modelo de glucosa – insulina de Cobelli. Es un sistema mucho más completo en el cual está incluido el modelo matemático glucosa – insulina, el modelo del sensor de glucosa y de la bomba de insulina, además, considera también un esquema de control básico; la interacción de estos submodelos está representada en la Figura 1.3, aquí se observa que la entrada a las pacientes in silico corresponde a la ingesta de carbohidratos y la salida es la glucosa medida por el sensor respectivo [8], [9].

La versión académica del simulador posee 30 pacientes virtuales (10 niños, 10 adolescentes y 10 adultos), dispone de un archivo [9]. GUI en el cual están seleccionados: escenarios de ingesta de comida, tipo de pacientes, sensores de glucosa y bombas de infusión [6]. Además, este software luego de correr la simulación muestra la gráfica de glucosa, el cuadro de variabilidad de control (CVGA) que permite validar el controlador, el rastreo de riesgo, entre otras, esto va a depender de que es lo que el usuario quiere visualizar[10]. También esta herramienta computacional presenta un archivo en Simulink denominado “*test plataforma*”, que permite el acceso a un bloque en el cual está desarrollada la ley de control, aquí el usuario puede cambiar el controlador por defecto que tiene el programa e implementar uno nuevo [11].

Esta plataforma ha sido muy utilizada en el desarrollo del páncreas artificial, asimismo es empleada por varios grupos académicos de investigación y por investigadores de la industria farmacéutica que están en el ámbito de la diabetes. Gracias al impacto que ha generado, la FDA (Administración de Alimentos y Medicamentos de Estados Unidos) aprobó esta herramienta como un sustituto en pruebas preclínicas para el tratamiento de pacientes con DMT1, ya sea en lazo abierto o en lazo cerrado, evitando de esta manera el uso de animales en este tipo de ensayos [9], [10].

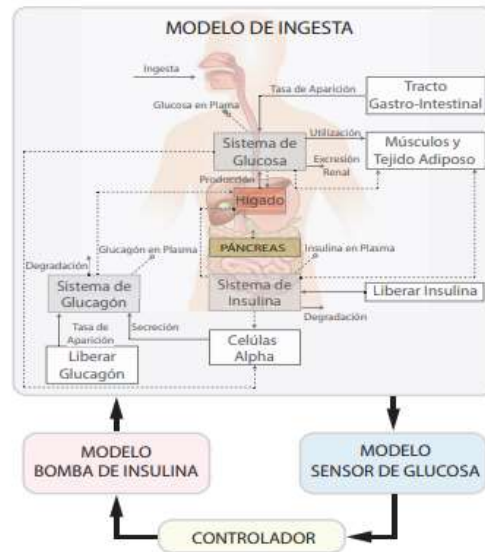


Figura 1.3. Diagrama de bloques del simulador UVa/Padova [9]

1.4.5 MODELO DE ORDEN REDUCIDO FOPDT

Realizar el control en procesos que describen comportamientos no lineales con controladores no lineales suele resultar complicado y trae consigo ciertos problemas, ya sea por la complejidad que presenta el proceso de por sí, o bien por la dificultad al obtener parámetros, o simplemente, porque tienen que resolver ecuaciones de elevado orden; para evitar esto emplean aproximaciones [12]. Una de las aproximaciones de orden reducido más utilizadas corresponde a la aproximación de primer orden con retardo FOPDT, esta está determinada por la curva de reacción del modelo [13].

La curva de reacción es la respuesta del sistema a lazo abierto ante una entrada escalón de amplitud Δu , la señal que obtenida en este método está presentada en la Figura 1.4 y puede ser expresada como una ecuación de primer orden con retardo de tiempo.

A partir de la curva de reacción es posible obtener los parámetros iniciales de sintonización de controladores, esto es obtenido mediante la aplicación de procesos de identificación que permiten encontrar dos o tres puntos específicos que ayudarán a determinar las constantes de los controladores. En el presente trabajo el método empleado es el denominado método de Smith, el cual consiste en seleccionar dos instantes de tiempos en los cuales la respuesta alcanza un 28.3% y 63.2% porcentaje de del valor final [13], [14].

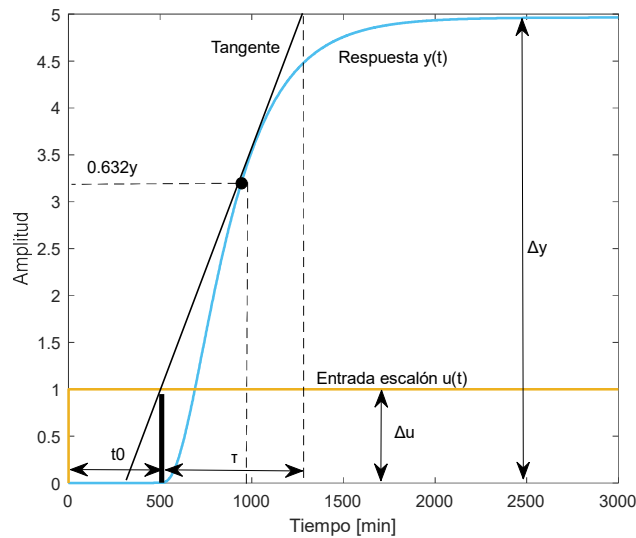


Figura 1.4. Curva de reacción [14]

1.4.6 CONTROLADOR PID

Los controladores PID han sido muy utilizados en el mundo industrial debido a la sencillez que presentan tanto en la implementación como en la sintonización de sus parámetros [2], están conformados por tres acciones de control que son: proporcional, integral y derivativa. [15]. La acción de control proporcional amplifica el error instantáneo mediante una ganancia k_p , esto permite reducir el error en estado estable y mejorar la rapidez de respuesta del sistema. La parte integral elimina el error en estado estable, si el valor de esta acción es pequeño se generan sobre impulsos y respuestas oscilatorias. La parte derivativa evita que existan sobre picos en la respuesta del proceso, para que esta acción actúe es necesario que el error en estado estable varíe en el tiempo, caso contrario la derivada tendría un valor nulo. Para obtener el valor de cada acción de control es necesario utilizar métodos de sintonización que permitan obtener estos parámetros iniciales, dichos métodos están basados en modelos de primer orden con retardo y pueden utilizar una sintonización a lazo abierto como el método de Dahlin o a lazo cerrado como el método de Ziegler- Nichols [15], [16].

Como se mencionó este tipo de controladores por su estructura presentan un control aceptable, por lo que, desde el 2010, los controladores de tipo PID y sus variantes han sido empleados en un sin número de estudios relacionados con el páncreas artificial, el problema que presentan estos controles es que pueden presentar inestabilidad en su respuesta cuando se tienen retardos en la dinámica glucosa – insulina [2].

1.4.7 CONTROLADOR PID ROBUSTO BASADO EN CONCEPTOS DE CONTROL POR MODOS DESLIZANTES

El control por modos deslizantes es una técnica robusta utilizada en procesos no lineales que operan en condiciones de incertidumbre, la ventaja que presenta este tipo de control es la robustez que se tiene ante cambios en los parámetros de la planta o ante la presencia de perturbaciones [17], [18].

Esta técnica de control está conformada por una fase de alcanzabilidad y una fase de deslizamiento; la primera fase consiste en seleccionar una superficie deslizante que va a describir el comportamiento deseado en el sistema y la segunda selecciona una ley de control que obliga al sistema a deslizarse por dicha superficie. En la Figura 1.5 el funcionamiento de este tipo de control es descrito gráficamente, aquí el punto X_0 llega a la superficie establecida por medio de la fase de alcanzabilidad, una vez que esto ocurre entra en acción la fase de deslizamiento, la cual obliga al punto a llegar hasta el valor del set point [15].

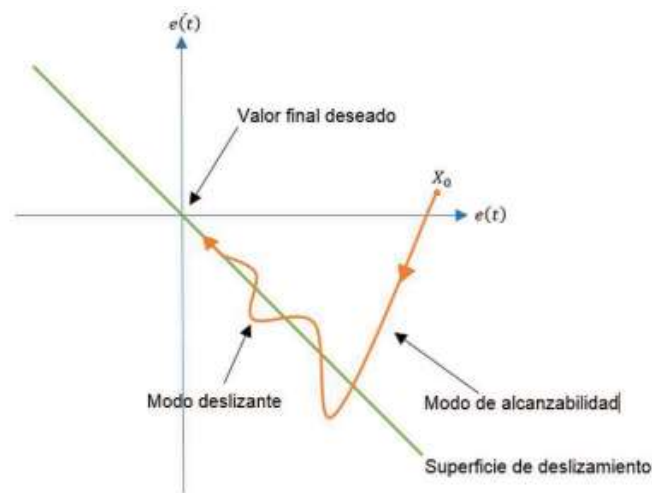


Figura 1.5. Interpretación gráfica del control por modos deslizantes. [15]

El diseño de este controlador está basado en una parte continua y otra discontinua, en donde la primera es función de la variable controlada y de la referencia, en tanto que la segunda incluye un elemento de switcheo que ocasiona oscilaciones de alta frecuencia y de amplitud finita (*chattering*) en la superficie deslizante [15], [17], [18]. El “*chattering*” es un problema que usualmente suele ser tratado mediante la utilización de una función sigmoide, pero a pesar de utilizar esto, muchos procesos mantienen este inconveniente, por esta razón es que Mingzhong-Fuli-Furong presentan una ley de control que modifica la

parte discontinua del controlador y emplea un esquema de control continuo de tipo PID a continuación de la superficie tal cual como se presenta en la Figura 1.6[17], [18].

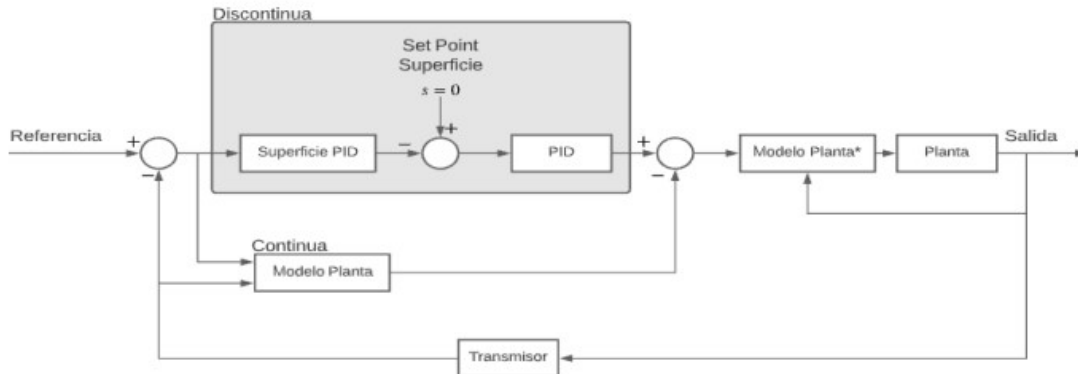


Figura 1.6. Esquema de control PID-SMC propuesto por Mingzhong-Fuli-Furong

En [17] está representado el método empleado para obtener este tipo de control basado en un modelo no lineal, el cual es descrito por ecuaciones diferenciales no lineales, por ello Santacruz propone un método basado en el modelo de orden reducido FOPDT mostrado en la Figura 1.7 [18].

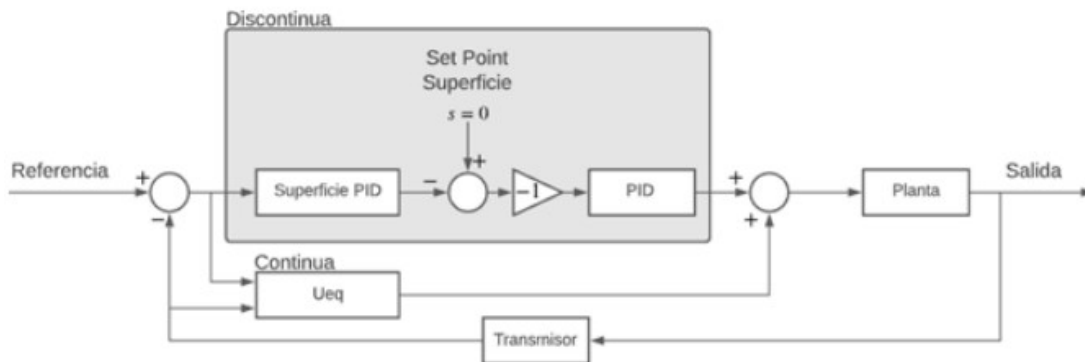


Figura 1.7. Esquema de control PID-SMC propuesto por Santacruz [18].

1.4.8 INDICES DE DESEMPEÑO

1.4.8.1 Integral del cuadrado del error (ISE)

El índice de desempeño ISE muestra que tan alejada está la salida con respecto a la referencia del sistema, en otras palabras, es el encargado de analizar el error que tiene el proceso. Es expresado mediante la ecuación (1.1) y su valor numérico indica si el error es o no controlado, considera especialmente errores grandes como los que presentan por cambios de referencia o por perturbaciones [19].

$$ISE = \int_0^{\infty} (e(t))^2 dt \quad (1.1)$$

1.4.8.2 Índice de esfuerzo de control (ISCO)

El índice de esfuerzo de control está expresado mediante la ecuación (1.2) y su valor numérico indica una medida del esfuerzo que tiene que hacer el actuador para ejecutar el control respectivo. En su expresión analiza la integral de la señal de control al cuadrado por lo que considera especialmente acciones de control agresivas que están presentes todo el tiempo, así, un menor índice de ISCO representa que la acción de control no es tan agresiva y por tanto el rendimiento del controlador es bueno [19]

$$ISCO = \int_0^{\infty} (u(t))^2 dt \quad (1.2)$$

2 METODOLOGÍA

2.1 MODELO GLUCOSA – INSULINA DE HOVORKA

El modelo glucosa – insulina propuesta por Hovorka es un modelo que permite describir el comportamiento de la glucosa por medio de ecuaciones diferenciales, está conformado por 7 ecuaciones que representan a los tres subsistemas que son: absorción y acción de la insulina, dinámica de absorción de comida y dinámica de la glucosa. Este sistema considera como entrada a la administración de insulina subcutánea, como perturbación toma en cuenta la ingesta de CHO y la salida corresponde a la glucosa presente en sangre. El paciente en el cual está realizada la estimación de parámetros para la implementación de este modelo corresponde al paciente estándar que fue obtenido del estudio de los pacientes que presentaban DMT1 [7].

Las ecuaciones que describen el modelo de Hovorka están representadas por tres subsistemas que son:

- *Absorción y acción de la insulina:* describe el comportamiento, absorción, distribución y disposición de la insulina exógena en dos compartimientos.

$$\frac{dx_1(t)}{dt} = -\frac{1}{t_{max,IA}} x_1(t) + \frac{u_I(t)}{60} \quad (2.1)$$

$$\frac{dx_2(t)}{dt} = \frac{1}{t_{max,IA}} (x_1(t) - x_2(t)) \quad (2.2)$$

$$X(t) = \frac{1000 * x_2(t)}{t_{max,IA} MCR_I W} \quad (2.3)$$

Donde:

- x_1, x_2 : Cantidad efectiva de insulina en el primer y segundo compartimiento de absorción. $\left[\frac{U}{min}\right]$
- $u_I(t)$: Representa la tasa de infusión de insulina externa en un tiempo t . $\left[\frac{U}{h}\right]$
- $t_{max,IA}$: Tiempo al máximo valor de concentración de insulina. $[min]$
- W : Peso. $[kg]$
- MCR_I : Tasa de depuración metabólica de insulina. $\left[\frac{l}{kg*min}\right]$
- X : Concentración eficaz de la insulina. $\left[\frac{mU}{l}\right]$
- *Dinámica de absorción de comidas*: describe la ingesta de carbohidratos en el primer y segundo compartimiento, la absorción y producción de glucosa.

$$\frac{da_1(t)}{dt} = -\frac{1}{t_{max,G}} a_1(t) + \delta_{t_j}(t) u_G(t_j) \quad (2.4)$$

$$\frac{da_2(t)}{dt} = \frac{1}{t_{max,G}} (a_1(t) - a_2(t)) \quad (2.5)$$

$$U_M(t) = \frac{5.556 * A_G a_2(t)}{t_{max,G} V_G W} \quad (2.6)$$

Donde:

- a_1, a_2 : Cantidad de carbohidratos en el primer y segundo compartimiento de absorción de comida. $[g]$
- u_G : Representa la cantidad de carbohidratos ingeridos en un tiempo t_j . $[g]$
- $t_{max,G}$: Máximo tiempo de aparición de la glucosa. $[min]$
- A_G : Biodisponibilidad Fraccionada.
- V_G : Tamaño de la glucosa plasmática. $\left[\frac{l}{min}\right]$
- U_M : Tasa de absorción intestinal. $\left[\frac{mmol}{l*min}\right]$
- *Dinámica de la glucosa*: corresponde a la concentración de glucosa que se tiene a la salida del sistema.

$$\frac{dG(t)}{dt} = -S_I(X(t) - X_b(t)) + U_M(t) - K(G(t) - G_b) \quad (2.7)$$

Donde:

- G : Concentración de glucosa en la sangre. $\left[\frac{mmol}{l}\right]$
- S_I : Sensibilidad de la insulina. $\left[\frac{mmol}{l \cdot min} \cdot \frac{mU}{l}\right]$
- X_b : Representa la concentración de la insulina basal efectiva a la que el nivel de glucosa se mantendría constante $\left[\frac{mU}{l}\right]$
- G_b : Nivel de glucosa basal. $\left[\frac{mmol}{l}\right]$
- K : Tasa fraccional de autorregulación de la glucosa que tiene un nivel de autorregulación del nivel de glucosa G_b . $\left[\frac{1}{min}\right]$

Las constantes que presenta el modelo de Hovorka se desarrollan en la tabla 2.1.

Tabla 2.1. Parámetros del modelo de Hovorka [20]

Absorción y acción de la insulina			
Parámetro	Descripción	Valor	Unidad
x_1, x_2	Cantidad efectiva de insulina en el primer y segundo compartimiento de absorción	1.197378	$\left[\frac{U}{min}\right]$
$u_I(t)$	Representa la tasa de infusión de insulina externa en un tiempo t	0.921060	$\left[\frac{U}{h}\right]$
$t_{max,IA}$	Tiempo al máximo valor de concentración de insulina	78	$[min]$
W	Peso	70	$[kg]$
MCR_I	Tasa de depuración metabólica de insulina	0.017	$\left[\frac{l}{kg * min}\right]$
X	Concentración eficaz de la insulina		$\left[\frac{mU}{l}\right]$
Dinámica de absorción de comidas			
Parámetro	Descripción	Valor	Unidad
a_1, a_2	Cantidad de carbohidratos en el primer y segundo compartimiento de absorción de comida	0	$[g]$
u_G	Representa la cantidad de carbohidratos ingeridos en un tiempo t _j	6.6	$[g]$
$t_{max,G}$	Máximo tiempo de aparición de la glucosa	48	$[min]$
A_G	Biodisponibilidad Fraccionada	0.84	
V_G	Tamaño de la glucosa plasmática	0.16	$\left[\frac{l}{min}\right]$
U_M	Tasa de absorción intestinal		$\left[\frac{mmol}{l * min}\right]$

Dinámica de la glucosa			
Parámetro	Descripción	Valor	Unidad
G	Concentración de glucosa en la sangre	6.6	$\left[\frac{mmol}{l}\right]$
S_I	Sensibilidad de la insulina	0.005	$\left[\frac{mmol}{l * min} \frac{mU}{l}\right]$
X_b	Representa la concentración de la insulina basal efectiva a la que el nivel de glucosa se mantendría constante	12.9	$\left[\frac{mU}{l}\right]$
G_b	Nivel de glucosa basal	6.6	$\left[\frac{mmol}{l}\right]$
K	Tasa fraccional de autorregulación de la glucosa que tiene un nivel de autorregulación del nivel de glucosa G_b	0.0039	$\left[\frac{1}{min}\right]$

2.1.1 MODELO GLUCOSA – INSULINA DE HOVORKA EN SIMULINK

Una vez definidas las ecuaciones del modelo de Hovorka se procede a la implementación de la planta en el software de simulación Matlab/ Simulink. El bloque de función que contiene a las ecuaciones diferenciales del modelo está conformado por dos entradas, la primera corresponde a la insulina exógena $u_I(t)$ y la segunda u_G a la perturbación del sistema que en este caso son los carbohidratos ingeridos, finalmente, como salida está la concentración de glucosa G expresada en $\left[\frac{mg}{dl}\right]$. Esta representación es observada en el bloque presentado en la Figura 2.1.

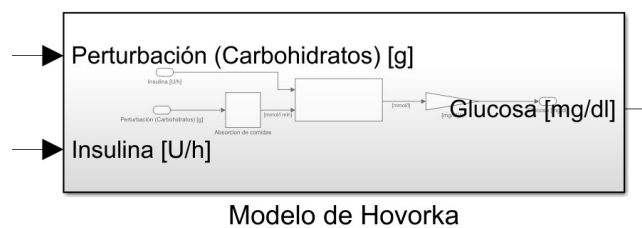


Figura 2.1. Modelo de Hovorka implementado en Simulink

Dentro del bloque subsystem denominado “Modelo de Hovorka” como el expuesto en la Figura 2.2 existen dos bloques, en cada uno de ellos están desarrolladas las ecuaciones correspondientes a la absorción de comidas, la dinámica de la glucosa y la absorción y acción de la insulina respectivamente. Adicional a ello a la salida de la glucosa hay un bloque de ganancia para transformar la salida de la glucosa de $\left[\frac{mmol}{l}\right]$ a $\left[\frac{mg}{dl}\right]$.

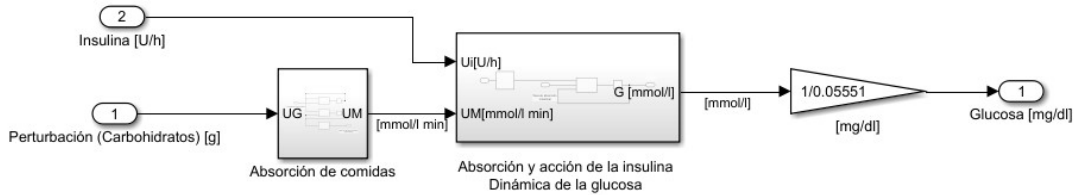


Figura 2.2. Subsistemas del modelo de Hovorka.

En el primer subsistema denominado “Absorción de comidas” representado en la Figura 2.3 están desarrolladas las ecuaciones (2.4), (2.5) y (2.6). La entrada corresponde a la cantidad de carbohidratos ingeridos y su salida es la tasa de absorción intestinal.

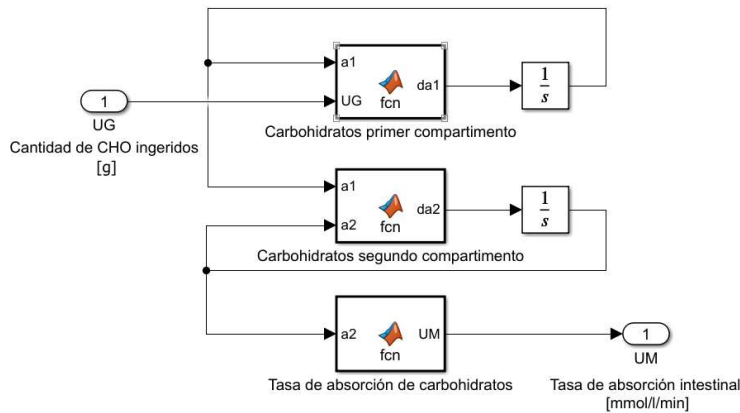


Figura 2.3. Ecuaciones diferenciales de la dinámica de absorción de comidas

A la derecha de la Figura 2.4 está el desarrollo de las ecuaciones diferenciales correspondientes a la dinámica de la glucosa, aquí, se tiene como entrada la tasa de absorción intestinal y la glucosa presente en la sangre es la salida respectiva.

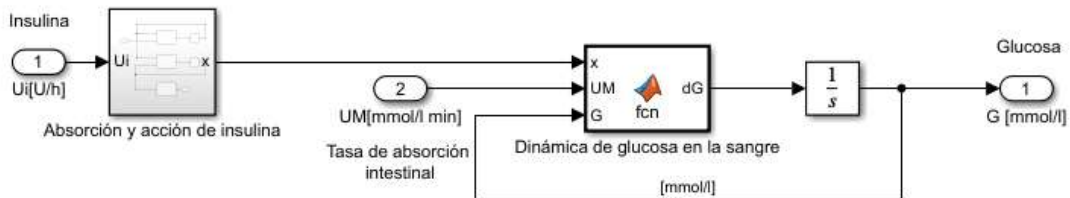


Figura 2.4. Ecuaciones diferenciales de la dinámica de glucosa en la sangre.

En la Figura 2.4, en su lado izquierdo, está el bloque de absorción y acción de insulina las ecuaciones correspondientes a este bloque se desarrollan en la Figura 2.5.

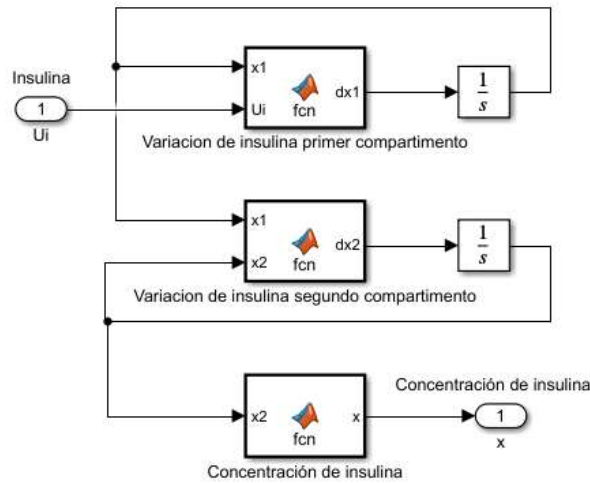


Figura 2.5. Ecuaciones diferenciales de la absorción y acción de insulina.

2.2 OBTENCIÓN DEL MODELO DE ORDEN REDUCIDO FOPDT

Para obtener el modelo FOPDT es necesario primero obtener la curva de reacción del sistema, para ello se emplea el método de los dos puntos de Smith. En la Figura 2.6 y 2.7 la entrada al sistema tiene una variación de $\pm 10\%$ en la señal tipo escalón que tiene el valor de insulina basal (0.921 [U/h]), las respuestas que se obtienen son a lazo abierto y se toman los dos puntos de coincidencia que establece el modelo de Smith que son al 28.3% y 63.2% del valor final [14].

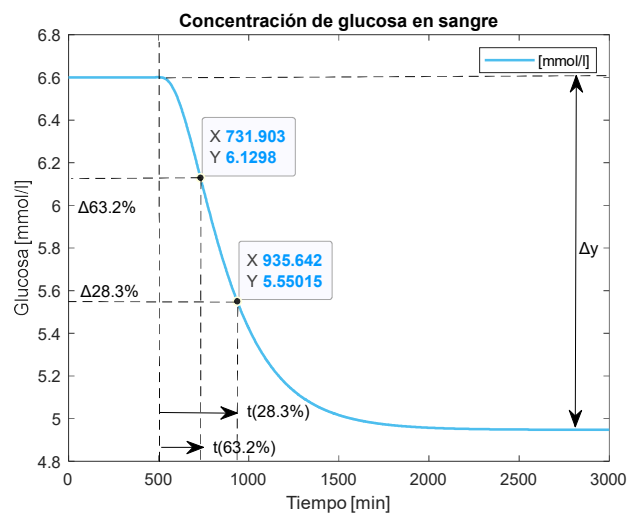


Figura 2.6. Respuesta del sistema ante una variación del $+10\%$ en la entrada

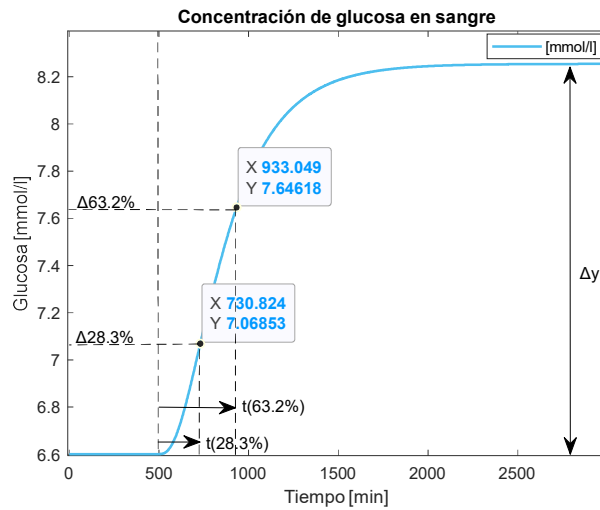


Figura 2.7. Respuesta del sistema ante una variación del -10% en la entrada

Una vez determinados los puntos correspondientes al 28.3% y al 63.2%, es posible entonces conocer los valores de la constante de tiempo y del tiempo muerto. Las expresiones que describen estas constantes están determinadas por las siguientes ecuaciones:

$$\tau = 1.5(t_{63.2\%} - t_{28.3\%}) \quad (2.7)$$

$$t_0 = t_{63.2\%} - \tau \quad (2.8)$$

La ecuación (2.9) también puede ser expresada como:

$$t_0 = 1.5 t_{28.3\%} - 0.5 t_{63.2\%} \quad (2.9)$$

Donde:

$t_{63.2\%}$: tiempo al 63.2% del valor final.

$t_{28.3\%}$: tiempo al 28.3% del valor final.

Para obtener el modelo FOPDT es necesario también conocer el valor de la ganancia que presenta el sistema, la cual está determinada por la expresión (2.10)

$$k = \frac{\Delta y}{\delta u} \quad (2.10)$$

En la cual se tiene que:

Δy : variación en la salida

δu : variación en la entrada

Por medio de las ecuaciones (2.7), (2.9) y (2.10) son obtenidos los parámetros del modelo FOPDT de la Tabla 2.2, aquí el valor final es conseguido por medio de la utilización de un promedio entre todos los valores.

Tabla 2.2. Parámetros del modelo FOPDT obtenidos

Variación en la entrada	$k \left[\frac{mmol * h}{l * U} \right]$	$\tau [min]$	$t_0 [min]$
+10%	-17.96739	304.338	130.835
-10%	-17.9891	303.441	130.434
Promedio	-17.9191	303.7365	130.2465

Gracias a la implementación de este modelo la curva de reacción está determinada como una función de primer orden con retardo, misma que se expresa como la ecuación (2.11):

$$\frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{ke^{-t_0s}}{\tau s + 1} \quad (2.11)$$

En donde:

$Y(s)$: respuesta del sistema

$U(s)$: entrada del sistema

k : variación de la salida con respecto a la variación de la entrada (Ganancia)

τ : constante de tiempo

t_0 : tiempo

Reemplazando los valores de la Tabla 2.2 en la ecuación (2.11), el modelo FOPDT del modelo glucosa – insulina queda determinado como:

$$G(s) = \frac{-17.9191 e^{-130.2465s}}{303.7365s + 1} \quad (2.12)$$

El signo menos que presenta esta función indica la relación que tiene la insulina con la glucosa, es decir, si la insulina ingresa al cuerpo humano la glucosa disminuye, entre más alto sea su valor menor será la cantidad de glucosa presente en el torrente sanguíneo.

2.3 DISEÑO Y SINTONIZACIÓN DEL CONTROLADOR FEEDFORWARD ESTÁTICO

El sistema presenta un retardo debido a que el sensor detecta a la glucosa después de que esta llega a la sangre, en el instante en que se tiene valores altos de glucosa es cuando el

controlador empieza a enviar cantidades de insulinas altas para contrarrestarla, en este momento se puede dar el caso en que la dosis enviada puede ser excesiva y se ocasionen episodios de hipoglucemia en el paciente [21]. Una alternativa para evitar este retardo consiste en implementar un control de tipo feedforward, el cual permite anticiparse a las perturbaciones y compensarlas para que de esta manera la variable controlada se mantenga dentro de sus límites [15].

Para el diseño del controlador feedforward es necesario conocer el modelo de primer orden FOPDT tanto del proceso como de la perturbación. El procedimiento para obtener los parámetros del modelo FOPDT de la perturbación es el mismo que el del apartado 2.2, la diferencia que tiene es que la planta por analizar corresponde al subsistema de la dinámica de absorción de comidas del modelo de Hovorka y por lo tanto la entrada en este caso es un valor de carbohidratos ingeridos, los parámetros obtenidos correspondientes a este modelo son presentados en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3. Parámetros del modelo FOPDT de la perturbación obtenidos

Parámetros	Valor
$k \left[\frac{mmol \cdot h}{l \cdot U} \right]$	25
$\tau [min]$	79.17
$t_0 [min]$	24.073

Sustituyendo estos valores en la ecuación (2.11), el modelo FOPDT de la perturbación queda expresado como:

$$G_D(s) = \frac{25 e^{-24.073}}{79.17s + 1} \quad (2.13)$$

Ahora bien, el control feedforward está descrito por la relación existente entre (2.13) y (2.12), es decir, la división entre el modelo FOPDT de la perturbación y de la planta.

$$G_{ff} = - \frac{G_D(s)}{G_p(s)} = - \frac{25}{-17} * \frac{303.7365s + 1}{79.17s + 1} * e^{-(24.073-130.2465)s} \quad (2.14)$$

En la ecuación (2.14) la relación entre las ganancias de las funciones representa la parte estática de control, en tanto que, la parte dinámica está determinada por las constantes de tiempos y retardos [22]. De acuerdo con las pruebas realizadas en [23] se observó que la señal de control no presenta las características para ser implementada debido a que presenta valores negativos, por esta razón en este caso de estudio solo la parte estática de la ley de control es empleada y está determinada por la ecuación (2.15).

$$U_{ff}(t) = K_{ff} = \frac{25}{17} \quad (2.15)$$

Considerando las unidades del sistema, el valor del controlador estático queda determinado en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4. Parámetros del controlador estático obtenidos

Parámetro de ajuste	Valor
$K_{ff} \left[\frac{U}{g \cdot h^2} \right]$	1.3951

Este valor permitió establecer un valor de partida para establecer una ganancia que proporcione una mejor respuesta del sistema, en el presente trabajo este valor es resintonizado utilizando métodos heurísticos. El nuevo valor del feedforward estático es establecido en $5.7 \left[\frac{U}{g \cdot h^2} \right]$.

2.4 DISEÑO Y SINTONIZACIÓN DEL CONTROLADOR PID

El controlador tipo PID está conformado por tres acciones de control que son: proporcional, integral y derivativa. Para la implementación del controlador es tomada en cuenta la función de transferencia determinada por la expresión (2.16).

$$U_{PID}(t) = k_p \left(e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) + T_D \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (2.16)$$

Donde:

k_p : Constante proporcional

T_i : Constante de tiempo integral

T_d : Constante de tiempo derivativa

$e(t)$: error del sistema

La sintonización de estas acciones de control está determinada por el método propuesto por Dahlin, el cual utiliza la curva de reacción para obtener los parámetros k, τ y t_0 y posteriormente utilizarlas en las ecuaciones de la Tabla 2.5.

Los parámetros del controlador PID son calculados en base al modelo FOPDT de la planta obtenido en la sección 2.2. y mediante las ecuaciones propuestas en la Tabla 2.5, estos resultados son mostrados en la Tabla 2.6. en donde ya se consideran las unidades propias del modelo, su implementación es mostrada en el Anexo II.

Tabla 2.5. Parámetros de sintonización de un controlador propuesto por Dahlin [15]

Controlador	Parámetro de Ajuste	Ecuación
Proporcional + Integral + Derivativo (PID)	k_p	$\frac{1}{2k} \left(\frac{t_0}{\tau}\right)^{-1}$
	T_i	τ
	T_d	$\left(\frac{t_0}{2}\right)^2$

Tabla 2.6. Parámetros del controlador PID obtenidos

Parámetro de Ajuste	Ecuación
$k_p \left[\frac{\text{mmol} * \text{h}}{\text{U} * \text{l}} \right]$	-0.0650
$T_i [\text{min}]$	303.7365
$T_d [\text{min}]$	65.1233

2.5 DISEÑO Y SINTONIZACIÓN DEL CONTROLADOR PID ROBUSTO BASADO EN CONCEPTOS DE CONTROL POR MODOS DESLIZANTES

El diseño del control PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes está basado en el modelo FOPDT del sistema, el cual está expresado mediante la ecuación (2.12). Debido a que la planta presenta un retardo se utiliza una expansión de primer orden de la serie de Taylor como el que de la ecuación (2.17). Por propósitos de diseño se mantienen las constantes como k, τ y t_0 con la finalidad de reemplazar los valores respectivos al final del apartado.

$$e^{-t_0 s} \approx \frac{1}{t_0 s + 1} \quad (2.17)$$

Reemplazando (2.17) en la ecuación en (2.12) se obtiene

$$\frac{Y(s)}{U(s)} \cong \frac{k}{(\tau s + 1)(t_0 s + 1)} \quad (2.18)$$

Despejando $Y(s)$ de (2.18) y representado mediante ecuaciones diferenciales se tiene

$$\frac{d^2 y(t)}{dt^2} + \left(\frac{\tau + t_0}{\tau * t_0}\right) * \frac{dy(t)}{dt} + \frac{1}{\tau * t_0} * y(t) = \frac{k}{\tau * t_0} * u(t) \quad (2.19)$$

Ahora bien, el diseño de la parte continua de este controlador consiste en seleccionar la superficie PID propuesta por Camacho y Smith [16], misma que está determinada por la ecuación.

$$S(t) = \left(\frac{d}{dt} + \mu \right)^n \int e(t) dt \quad (2.20)$$

Donde:

$e(t)$: es la diferencia existente entre la referencia y la salida.

μ : representa el parámetro de sintonización que describe el comportamiento del sistema en la superficie deslizante.

n : corresponde al orden del sistema

La ecuación (2.18) es la que permite conocer el orden n del sistema, en este caso se tiene un sistema de segundo orden, por tanto, la ecuación (2.20) se expresa como

$$S(t) = \left(\frac{d}{dt} + \mu \right)^2 \int e(t) dt \quad (2.21)$$

Desarrollando la ecuación (2.21) se tiene que:

$$S(t) = \frac{de(t)}{dt} + 2u * e(t) + u^2 \int e(t) dt \quad (2.22)$$

Considerando en (2.22) que $u_0 = u^2$ y $u_1 = 2u$ se obtiene

$$S(t) = \frac{de(t)}{dt} + u_1 * e(t) + u_0 \int e(t) dt \quad (2.23)$$

Para asegurar que el error de superficie sea igual a cero se deriva la superficie y se la iguala a cero

$$\dot{S}(t) = 0 \quad (2.24)$$

Derivando la ecuación (2.23) se tiene

$$\frac{d^2e(t)}{dt^2} + u_1 * \frac{de(t)}{dt} + u_0 * e(t) = 0 \quad (2.25)$$

Se sabe el error es igual a la diferencia existente entre la referencia y la salida, por lo tanto, la ecuación que describe esto es

$$e(t) = r(t) - y(t) \quad (2.26)$$

Reemplazando (2.26) en (2.25) se tiene lo siguiente

$$\frac{d^2r(t)}{dt} + u_1 * \frac{dr(t)}{dt} + \left(\frac{\tau + t_0}{\tau * t_0} - u_1\right) * \frac{dy(t)}{dt} + u_0 * e(t) + \left(\frac{1}{\tau * t_0}\right) * y(t) = \frac{k}{\tau * t_0} * u(t) \quad (2.27)$$

Como las referencias no afectan tanto al sistema se procede a eliminarlas de la ecuación (2.27) y se despeja $u(t)$

$$u(t) = \frac{\tau * t_0}{k} \left[u_0 * e(t) + \left(\frac{\tau + t_0}{\tau * t_0} - u_1\right) * \frac{dy(t)}{dt} + \frac{1}{\tau * t_0} * y(t) \right] \quad (2.28)$$

Para poder eliminar la derivada de la salida Camacho propone que $u_1 = \frac{\tau + t_0}{\tau * t_0}$ y se reemplaza en (2.28) para obtener la $u(t)_{eq}$ del sistema, misma que representa la ley de control de la parte continua.

$$u(t)_{eq} = \frac{\tau * t_0}{k} \left[u_0 * e(t) + \frac{1}{\tau * t_0} * y(t) \right] \quad (2.29)$$

La parte discontinua del controlador considera la propuesta de PID – SMC establecida por los autores Mingzhong, Fuli y Furong en [17], aquí establecen un set point de superficie igual a cero

$$S_r(t) = 0 \quad (2.30)$$

El error de superficie esta expresado por (2.31)

$$e_s = S_r(t) - S(t) \quad (2.31)$$

Reemplazando (2.30) en (2.31) se obtiene la ecuación (2.32) en la cual se describe que el error de la superficie es igual a la superficie negativa, una vez obtenido este error los autores en [17] eligieron una ley de control de tipo PID para corregirlo.

$$e_s = -S(t) \quad (2.32)$$

En [18] se propone considerar el signo menos del error de la superficie tanto en la ganancia de la planta como también en la acción proporcional del control PID. Gracias a esto la ley de control de la parte discontinua se representa por la ecuación (2.33)

$$u(t)_{discontinua} = k_p \left(S(t) + \frac{1}{T_i} \int S(t) + T_D \frac{dS(t)}{dt} \right) \quad (2.33)$$

Finalmente, la ley de control final del PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes está definido por la suma de la ley de control de la parte continua (2.29) y la parte discontinua (2.33)

$$u(t)_{SMC} = \frac{\tau * t_0}{k} \left[u_0 * e(t) + \frac{1}{\tau * t_0} * y(t) \right] + k_p(S(t) + T_D * \frac{dS(t)}{dt} + \frac{1}{T_i} \int S(t)dt) \quad (2.34)$$

Los parámetros de sintonización del controlador PID – SMC propuesto en [18] están basados en estudios heurísticos realizados a tres plantas lineales, el propósito de estas pruebas fue buscar parámetros para las acciones de control del segundo PID que permitan obtener los mejores ISE y TVu. En la Tabla 2.7 los parámetros del controlador PID sintonizado por Dahlin son multiplicados por constantes, las cuales presentan rangos entre los cuales el autor logró conseguir los mejores índices de desempeño.

Tabla 2.7. Parámetros de sintonización de un controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes propuesto por Santacruz [18]

Superficie		
$S(t) = \frac{de(t)}{dt} + u_1 * e(t) + u_0 \int e(t)dt$		
Parámetro	Ecuación	
u_1	$\frac{\tau + t_0}{\tau * t_0}$	
u_0	$\leq \frac{1}{4} \left(\frac{\tau + t_0}{\tau * t_0} \right)^2$	
k_p	u_1	
T_i	1	
T_D	u_0	
Controlador Parte Discontinua		
$u(t)_{discontinua} = k_p \left(S(t) + \frac{1}{T_i} \int S(t) + T_D \frac{dS(t)}{dt} \right)$		
Parámetro	Ecuación	
k_p	$\frac{1}{2k} \left(\frac{t_0}{\tau} \right)^{-1} * C_K$	$1 \leq C_K \leq 3$
T_i	$\tau * C_I$	$10 \leq C_I \leq 1000$
T_D	$\frac{t_0}{2} * C_D$	$0.001 \leq C_D \leq 1$

El diseño del controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes propuesto en el presente trabajo utiliza las ecuaciones de la Tabla 2.7, y, además, establece valores fijos en las constantes del segundo controlador PID, los cuales son propuestos en base a estudios heurísticos realizados en la planta. Los parámetros correspondientes a la acción de control están presentados en la Tabla 2.8 y su implementación es mostrada en el Anexo III.

Tabla 2.8. Parámetros de sintonización de un controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes obtenidos

Superficie		
$S(t) = \frac{de(t)}{dt} + u_1 * e(t) + u_0 \int e(t)dt$		
Parámetro	Ecuación	
u_1	0.01097007689	
u_0	0.00003008564676	
k_p	u_1	
T_i	1	
T_D	u_0	
Controlador Parte Discontinua		
$u(t)_{discontinua} = k_p \left(S(t) + \frac{1}{T_i} \int S(t) + T_D \frac{dS(t)}{dt} \right)$		
Parámetro	Ecuación	
k_p	$-0.06507 * 1$	$1 \leq C_K \leq 3$
T_i	$303.7365 * 1000$	$10 \leq C_I \leq 1000$
T_D	$65.12325 * 0.001$	$0.001 \leq C_D \leq 1$

2.6 DISEÑO DE INTERFAZ GRÁFICA

El software de simulación Matlab/Simulink dispone de una herramienta denominada App Designer encargada del desarrollo de interfaces gráficas, mediante la implementación de este entorno de desarrollo interactivo es posible presentar resultados de una forma más visual y comprensible. La interfaz gráfica correspondiente a este trabajo está conformada por tres pantallas: principal, inicio y simulación. Su desarrollo y respectivo diagrama de flujo es mostrado en los siguientes apartados.

2.6.1 PANTALLA PRINCIPAL

La pantalla principal cuenta con tres botones de navegación que permiten al usuario dirigirse hacia la ventana de información o simplemente cerrar el programa. La lógica que presenta la pantalla esta detallada en el diagrama de flujo correspondiente de la Figura 2.8 y su representación en la App está determinada por la Figura 2.9.

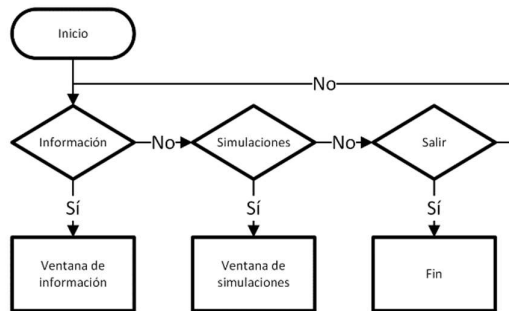


Figura 2.8. Diagrama de flujo pantalla de principal



Figura 2.9. Pantalla principal en App Designer

2.6.2 PANTALLA DE INFORMACIÓN

La pantalla de información muestra al usuario una pequeña descripción del trabajo realizado, así como también una breve explicación de la enfermedad y de las dos principales variables que influyen en él. El diagrama de flujo que sigue esta pantalla se encuentra en la Figura 2.10 y su respectiva implementación en Matlab es mostrado en la Figura 2.11.

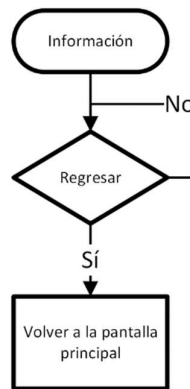



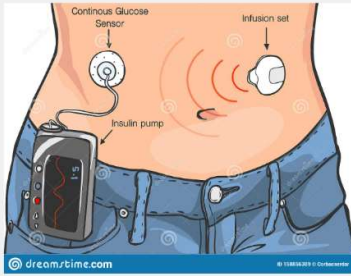
Figura 2.10. Diagrama de flujo pantalla de información



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica

Tema: Diseño y Simulación de un Controlador PID Robusto Basado en Conceptos de Control por Modos Deslizantes Aplicado al Modelo de Glucosa - Insulina de Hovorka para Pacientes con Diabetes Tipo 1



Objetivo

El presente trabajo plantea la implementación de un controlador PID tradicional y un controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes en el modelo de glucosa – insulina de Hovorka, para tres pacientes diferentes en tres escenarios de ingesta de comida distintos. El propósito de los controladores es mantener los niveles de glucosa dentro de los límites normales.

Diabetes Tipo 1

La diabetes mellitus tipo 1 (DMT1) es una enfermedad crónica caracterizada por la deficiencia de insulina en el cuerpo, la falta de esta hormona imposibilita al organismo la capacidad de mantener y regular los niveles de glucosa dentro de los límites normales, fuera de estos valores el paciente presenta síntomas que a largo plazo pueden desencadenar en graves consecuencias como afecciones en los riñones, pérdida de visión, amputaciones del pie, accidentes cerebrovasculares, infartos e incluso la muerte

Glucosa

La glucosa proviene principalmente de la ingesta de carbohidratos, luego de que una persona ingiere alimentos se da un proceso de transformación en el sistema digestivo en el cual se obtiene azúcar a partir de hidratos de carbono. Constituye la fuente principal de energía en el cuerpo humano. Los valores normales de glucosa se encuentran dentro del rango de 70 - 180 [mg/dl].

Insulina

La insulina es una hormona que cumple con tres propósitos principales que son: estimular la absorción de la glucosa en el tejido muscular y adiposo, estimular el almacenamiento de la glucosa no utilizada en forma de glucógeno y desestimular la producción de más glucosa.

Regresar

Figura 2.11. Pantalla de información en App Designer

2.6.3 PANTALLA DE SIMULACIÓN

En la pantalla de simulación los resultados obtenidos de la implementación de los controladores con el modelo de glucosa – insulina son presentados mediante gráficas. En esta interfaz el usuario debe seleccionar el escenario de simulación, el tipo de controlador y el paciente. Posteriormente se presenta en la primera pestaña las gráficas correspondientes a la respuesta de glucosa, la acción de control y la perturbación del sistema; en la segunda pestaña los índices de desempeño ISE e ISCO son representados gráfica y numéricamente, en la última pestaña el cuadro de variabilidad de control y la validación de la respuesta de glucosa obtenidas con los controladores en el software de simulación UVa/Padova son presentados. La Figura 2.12 muestra el diagrama de flujo que

describe este proceso y la Figura 2.13 indica la representación de esta pantalla en la herramienta App designer.

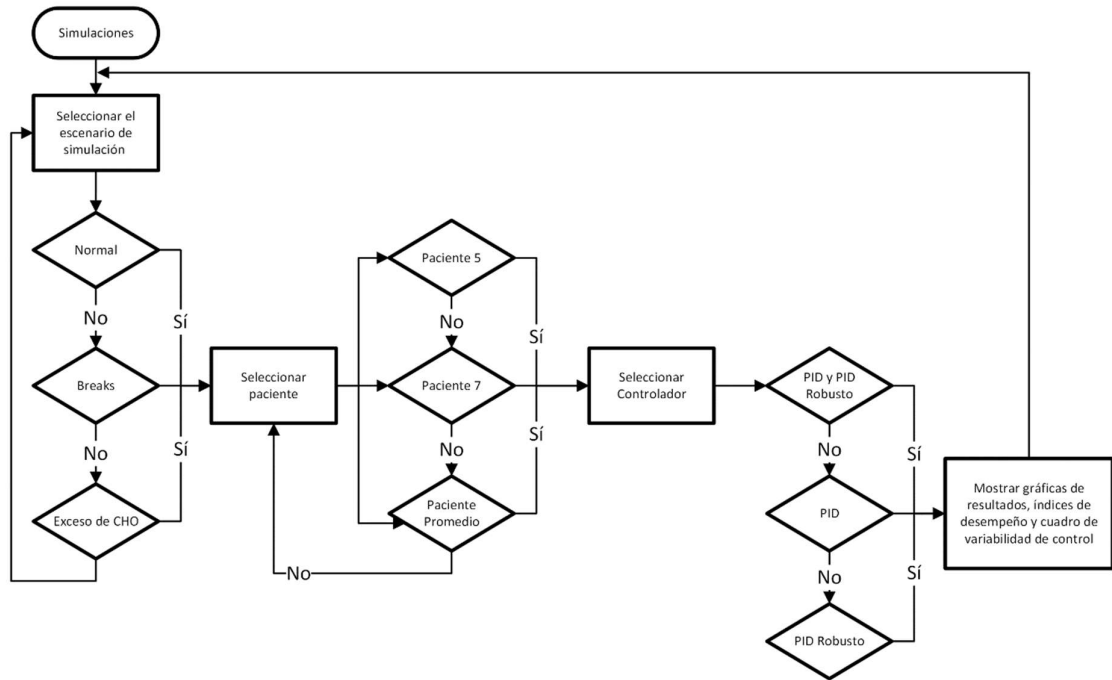


Figura 2.12. Diagrama de flujo pantalla de simulación

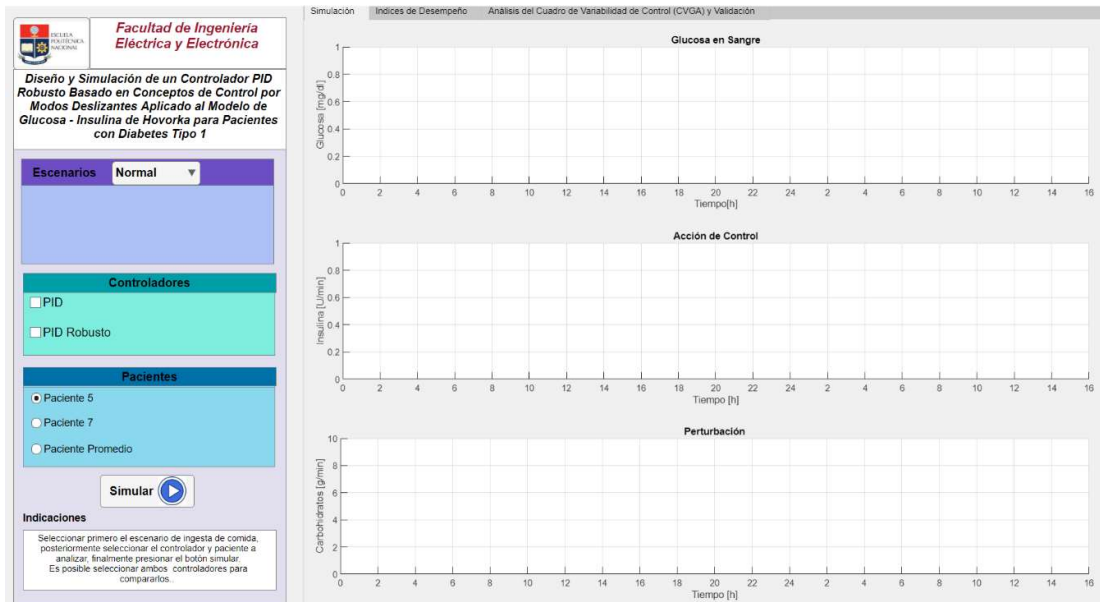


Figura 2.13. Pantalla de simulaciones en App Designer

3 RESULTADOS, RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

Y

3.1 RESULTADOS

La ingesta de carbohidratos en un paciente no es siempre constante, esta puede variar por distintas razones, por lo que para evaluar el desempeño de los controladores se proponen tres escenarios distintos de consumo de alimentos, los cuales son: Horario normal, consumo de breaks y exceso de carbohidratos. De acuerdo con la Asociación Americana de Diabetes (ADA) una persona con diabetes tipo 1 debería consumir una cantidad entre 40 – 60 [g] de CHO [24], los cuales pueden ser repartidos de la siguiente manera: máximo 60 [g] en cada comida y dos refrigerios entre comidas de 15 a 30 [g][25]; en base a esta información los escenarios de ingesta de comidas están determinados como:

- *Horario Normal:* este primer escenario representa una repartición ideal de carbohidratos en tres horarios establecidos, su representación numérica y gráfica está determinada por la Tabla 3.1 y la Figura 3.1 respectivamente. Los carbohidratos mostrados en la figura 3.1 presentan pulsos de ingesta de comida de una duración de 10 minutos (tiempo de digestión de alimentos).

Tabla 3.1. Cantidad de carbohidratos en escenario 1

Comida	Carbohidratos [g]	Horario [h]
Desayuno	40	8:00
Almuerzo	60	13:00
Merienda	40	19:00

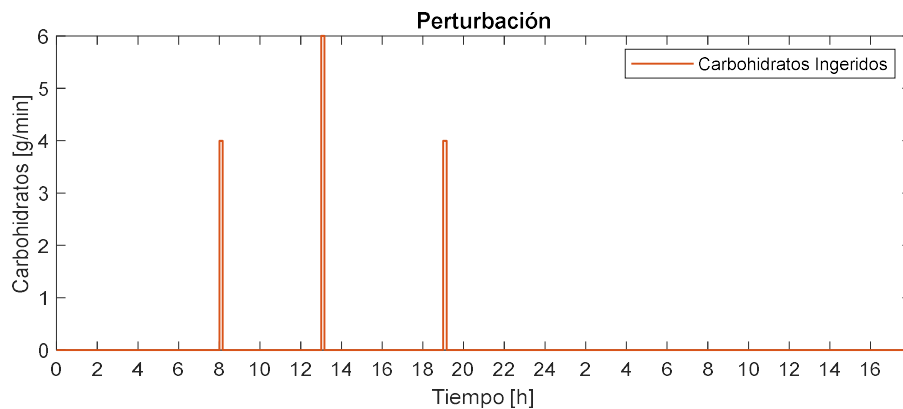


Figura 3.1. Carbohidratos en el Escenario 1

- *Consumo de breaks:* en la Tabla 3.2 y en la Figura 3.2 los carbohidratos correspondientes al escenario 2 son presentados, aquí dos horarios más son añadidos (media mañana y a media tarde.)

Tabla 3.2. Cantidad de carbohidratos en escenario 2

Comida	Carbohidratos [g]	Horario [h]
Desayuno	40	8:00
Break 1	30	10:00
Almuerzo	60	13:00
Break 2	30	16:00
Merienda	40	19:00

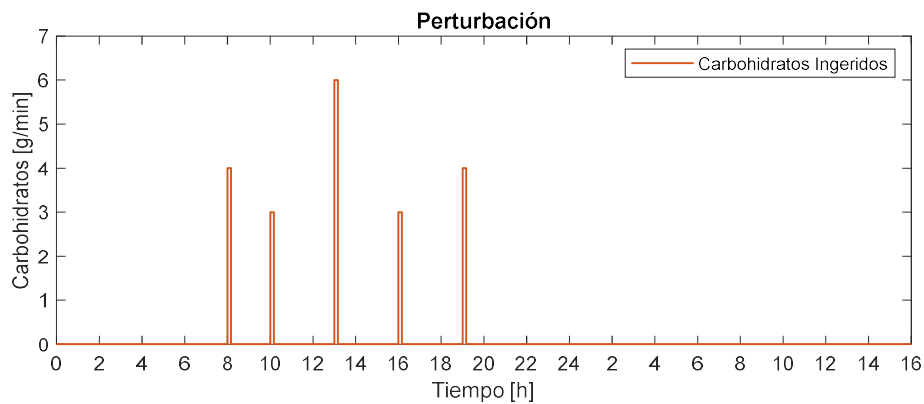


Figura 3.2. Carbohidratos en el Escenario 2

- *Exceso de CHO:* en el escenario 3 la situación que se presenta es que el paciente ingresa una cantidad mayor a la cantidad ideal de carbohidratos ingeridos, dichos valores son mostrados en la Tabla 3.3 y su representación gráfica corresponde a la Figura 3.3.

Tabla 3.3. Cantidad de carbohidratos en escenario 3

Comida	Carbohidratos [g]	Horario [h]
Desayuno	50	8:00
Almuerzo	90	13:00
Merienda	50	19:00

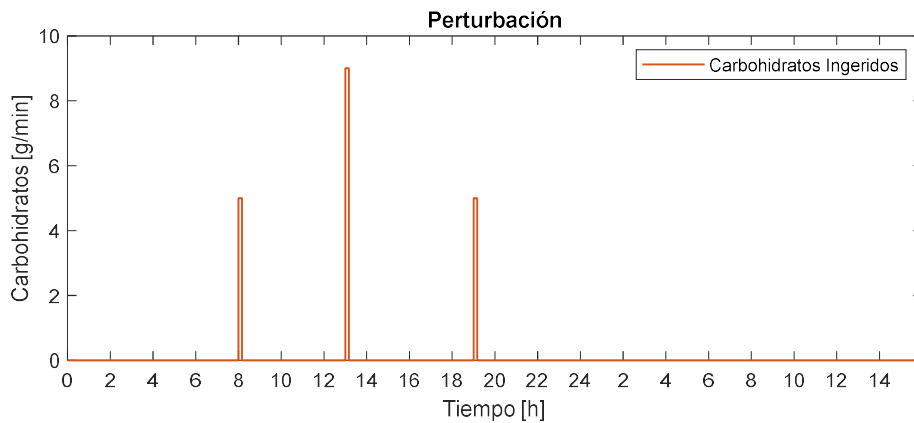


Figura 3.3. Carbohidratos en el Escenario 3

De la misma manera, las características fisiológicas entre un paciente y otro pueden diferir considerablemente, es por ello por lo que el modelo propuesto por Hovorka realizó un estudio en 8 adultos con DMT1 y obtuvo los parámetros que varían entre cada paciente, además consiguió también un promedio de estos datos para determinar de esta manera un paciente poblacional, es decir, un paciente que represente a este grupo específico [26], dichos parámetros están representados en la tabla presentada en el Anexo I. En el sistema de glucosa – insulina de Hovorka una de las variables que causan un efecto significativo en el modelo corresponde al parámetro de variación de sensibilidad de insulina (S_I), este parámetro indica que tan sensible es el paciente ante esta hormona, de esta manera si el paciente tiene un valor alto de S_I será necesario suministrar menos cantidad de insulina y viceversa. De acuerdo con esta información los pacientes por analizar en el desempeño de los controladores corresponden al paciente poblacional o promedio, el paciente 5 ya que presenta el S_I más alto y el paciente 7 que tiene un S_I más bajo.

En esta sección se presentan los resultados de simulación obtenidos en el software de simulación Matlab/Simulink, las simulaciones presentadas para el controlador PID y PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes consideran los parámetros de un paciente promedio y el primer escenario de ingesta de comida, en tanto que, para la comparación y validación de los controladores se toman en cuenta los tres pacientes y los tres escenarios de ingesta de comida propuestos. Los resultados de los controladores están analizados en un periodo de 0 a 24 horas, se añade un tiempo adicional con el propósito de observar el comportamiento del controlador; las gráficas presentadas corresponden a la respuesta de sistema y la acción de control respectiva, además la validación de los controladores esta determinada por los índices de desempeño ISE, ISCO y el análisis del cuadro de variabilidad de control (CVGA).

3.1.1 MODELO FOPDT DE HOVORKA

El modelo de orden reducido del modelo glucosa- insulina de Hovorka fue obtenido en lazo abierto y con variaciones en la entrada de $\pm 10\%$.

En la Figura 3.4 para validar el modelo obtenido están presentadas las respuestas correspondientes tanto de la planta no lineal como del modelo FOPDT conseguido, la variación a la entrada aplicada es del $+10\%$, es decir, un valor de 1.0131 [U/h].

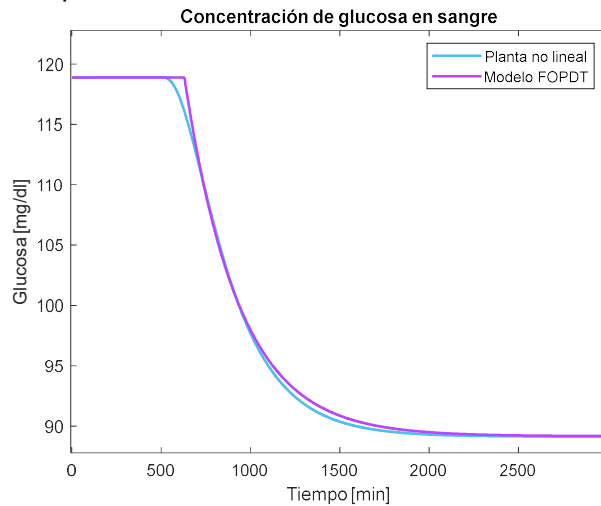


Figura 3.4. Respuesta del sistema ante una variación del $+10\%$ en la entrada

Lo mismo se realizó para validar el modelo ante una variación de -10% en el valor de la entrada, el cual corresponde a 0.8289[U/h] y la respuesta está presentada en la Figura 3.5.

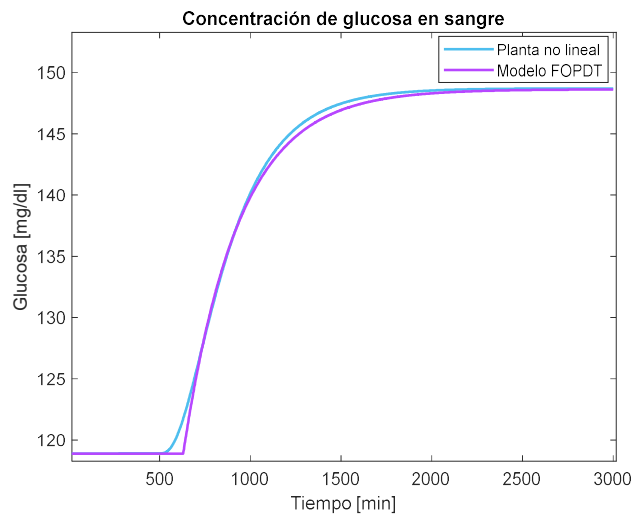


Figura 3.5. Respuesta del sistema ante una variación del -10% en la entrada

La respuesta obtenida del modelo FOPDT está superpuesta sobre la respuesta de la planta no lineal tanto en el estado transitorio como en el estado estable, por lo tanto, el modelo

obtenido puede ser empleado para el diseño de controladores ya que la gráfica indica que la respuesta es similar a la del proceso real.

3.1.2 CONTROLADOR PID

El controlador PID sintonizado por el método de Dahlin en el apartado 2.4 al interactuar con el modelo de glucosa – insulina de Hovorka presenta una respuesta como la mostrada en la Figura 3.6, aquí, el paciente promedio presenta de 17h00 a 19h00 un episodio de hipoglucemia leve [60 – 70 mg/dl]. Sin embargo, fuera de este tiempo a lo largo del día el paciente presenta niveles de glucosa normales a pesar de la ingesta de carbohidratos.

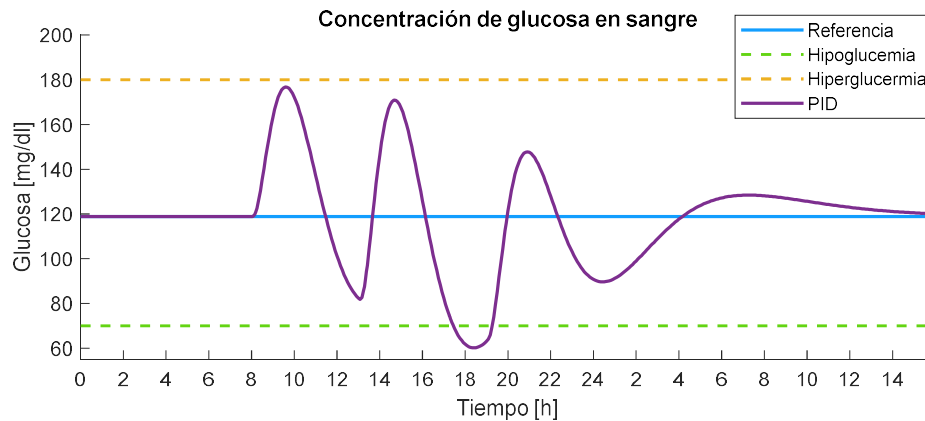


Figura 3.6. Respuesta del modelo glucosa- insulina con controlador tipo PID

La presencia del controlador feedforward ocasiona que en la señal de control existan picos para cada señal de control, tal cual como en la Figura 3.7, el valor máximo que toma el pico más alto es de 0.58 [U/min]. Omitiendo estos picos, la señal de control toma un valor máximo de 0.028 [U/min] y un valor mínimo de 0.015 [U/min]. Los valores obtenidos en la señal de control están dentro del rango de la tasa de administración de insulina en bombas comerciales, la cual es de 1.5 [U/min] (Anexo IV).

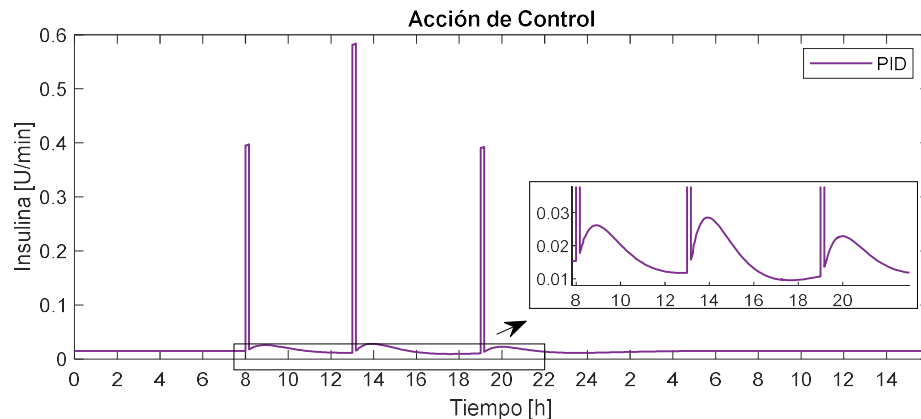


Figura 3.7. Acción de control PID

3.1.3 CONTROLADOR PID BASADO EN CONCEPTOS DE CONTROL POR MODOS DESLIZANTES

El controlador PID basado en conceptos de control por modos deslizantes al interactuar con el modelo de Hovorka presenta una respuesta como la presentada en la Figura 3.8, en donde indica que el paciente promedio tiene dos episodios de hipoglucemias, en el primero los valores de glucosa varían entre 180 a 183 [mg/dl] durante un tiempo de una hora, en tanto que, en el segundo la glucosa tiene valores que van desde 180 a 198 [mg/dl] durante una hora. Fuera de estos intervalos de tiempo el controlador mantiene los niveles de glucosa dentro de los límites de normo glucemia.

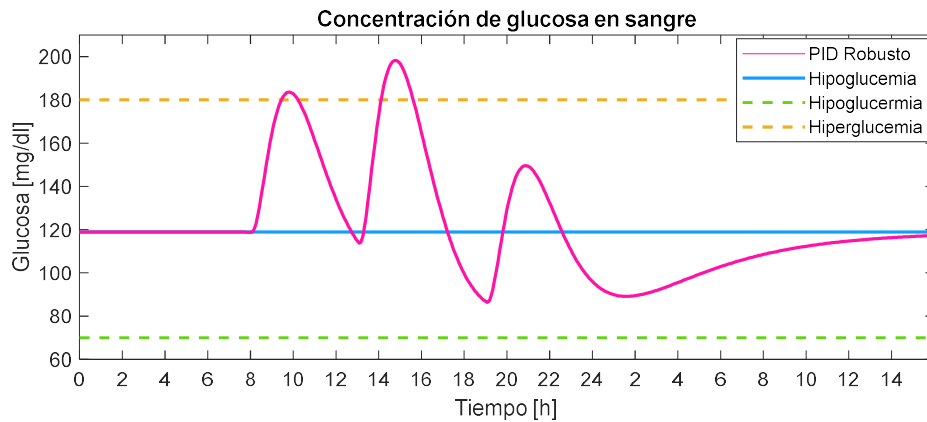


Figura 3.8. Respuesta del modelo glucosa- insulina con controlador tipo PID - SMC

La acción de control que presenta el controlador PID – SMC en la Figura 3.9 muestra que la señal presenta tres picos a las horas en las que el paciente ingiere alimentos, estas corresponden a la acción del controlador feedforward, el pico más alto que tiene es de 0.58 [U/min]. Omitiendo estos picos la acción de control toma valores que van de 0.015 a 0.016 [U/min]. Los valores obtenidos en la señal de control están dentro del rango de la tasa de administración de insulina en bombas comerciales, la cual es de 1.5 [U/min] (Anexo IV).

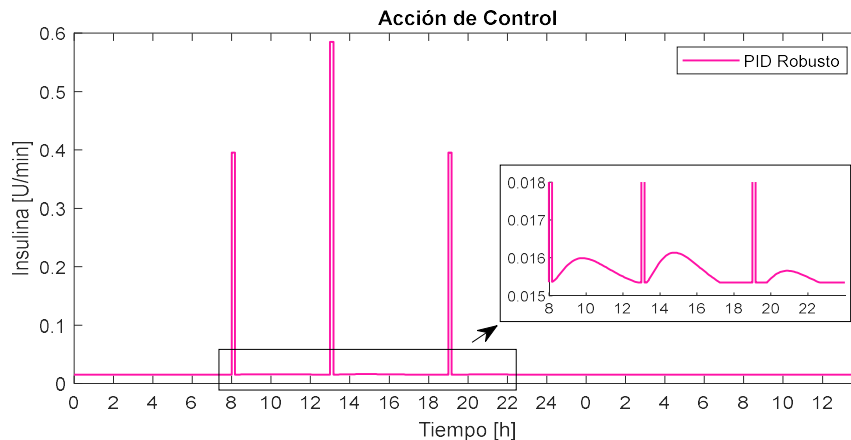


Figura 3.9. Acción de control PID - SMC

3.1.4 PRUEBAS EN PACIENTES EN TRES ESCENARIOS DE SIMULACIÓN

3.1.4.1 Paciente Promedio

3.1.4.1.1 Escenario 1: Horario normal

La Figura 3.10 muestra la respuesta que tienen ambos controladores ante tres ingestas ideales de comidas, estas perturbaciones al ingresar al sistema ocasionan que la glucosa eleve sus niveles. Ante estos cambios presentados en el sistema el controlador PID presenta un episodio de hipoglucemia leve, en donde toma valores que van desde 60 – 70 [mg/dl] durante una hora, fuera de este intervalo el paciente mantiene sus límites de glucosa normales. El controlador PID Robusto tiene en cambio dos episodios de hiperglucemias, ambos con una duración de una hora y sus valores varían entre 180 a 183 [mg/dl] y 180 a 198 [mg/dl] respectivamente, a pesar de estos episodios el controlador logra mantener también los niveles de azúcar en sangre en mediciones normales.

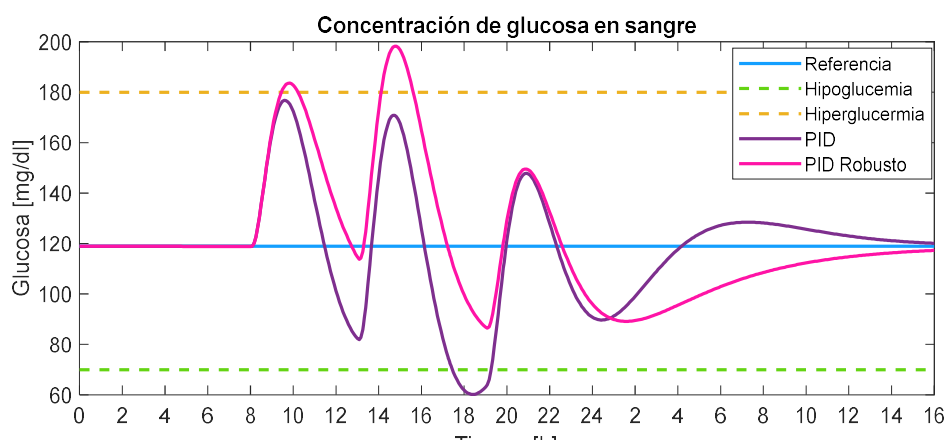


Figura 3.10. Respuesta del modelo glucosa- insulina en el Escenario 1

La presencia del controlador feedforward en ambos controladores ocasiona que la señal de control presente picos, tal cual como en la Figura 3.11, el valor máximo que toma el pico más alto es de 0.58 [U/min]. Al realizar un acercamiento en la gráfica se observa que la señal de control correspondiente a la acción de control PID toma valores más altos (0.015 a 0.028 [U/min]) en comparación al controlador PID robusto (0.015 a 0.016 [U/min]), por esta razón es que el primer controlador presenta episodios de hipoglucemia en tanto que el segundo presenta hiperglicemias. Los valores de insulina obtenidos en este escenario no sobrepasan los valores aceptables para la administración de insulina en bombas comerciales que es de 1.5 [U/min] (Anexo IV).

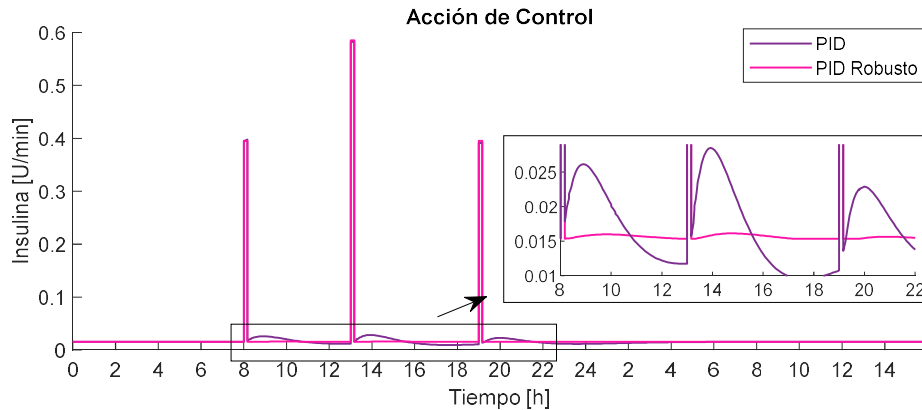


Figura 3.11. Acción de control en el Escenario 1

3.1.4.1.2 Escenario 2: Consumo de breaks

Este escenario es más complejo que el caso anterior, debido a que el paciente ingiere carbohidratos cada 3 horas aproximadamente, es decir, no se tiene un tiempo considerable entre comida y comida que permita disminuir y mantener los niveles dentro de norma glucemia, ya que a penas la glucosa empieza a ser controlada ya tiene una nueva perturbación. En la Figura 3.12 está representada la respuesta que presentan ambos controladores en un paciente promedio, en donde, la acción de control de tipo PID tiene un episodio de hipoglucemia leve en el paciente, misma que tiene una duración de 30 minutos. Con respecto a la respuesta del controlador PID robusto, tiene dos episodios de hiperglucemia que se mantienen por dos horas, el rango de glucosa se encuentra entre 180 - 198 [mg/dl]. Fuera de estos episodios los controladores se mantienen dentro de los niveles de 70 a 180 [mg/dl].

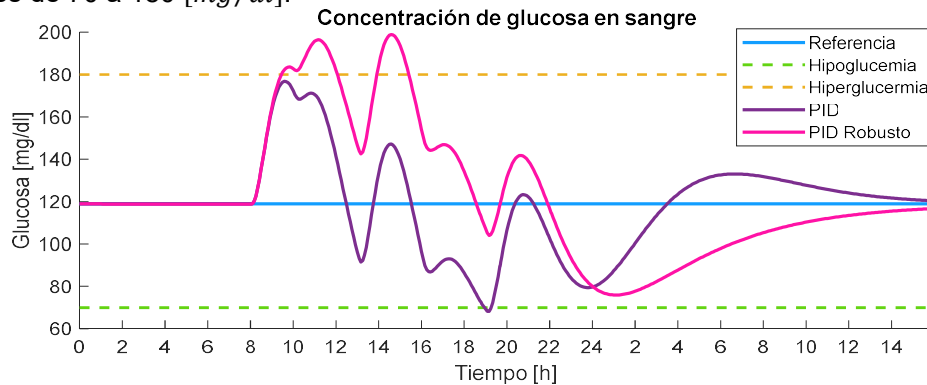


Figura 3.12. Respuesta del modelo glucosa- insulina en el Escenario 2

El pico más alto que toma la acción de control por efecto del controlador feedforward es de 0.58 [U/min]. En la Figura 3.13, el controlador PID presenta una acción de control más agresiva con picos más pronunciados a diferencia del controlador PID robusto, a pesar de ello los límites para ambas señales están dentro de un rango que va de 0.015 a 0.028 [U/min] para el control PID y 0.015 a 0.016 [U/min] para el control PID basado en

conceptos de control por modos deslizantes. Los valores de insulina obtenidos en este escenario no sobrepasan $1.5 [U/min]$ (Anexo IV), por tanto, están dentro de los valores aceptables para la administración de insulina en bombas comerciales.

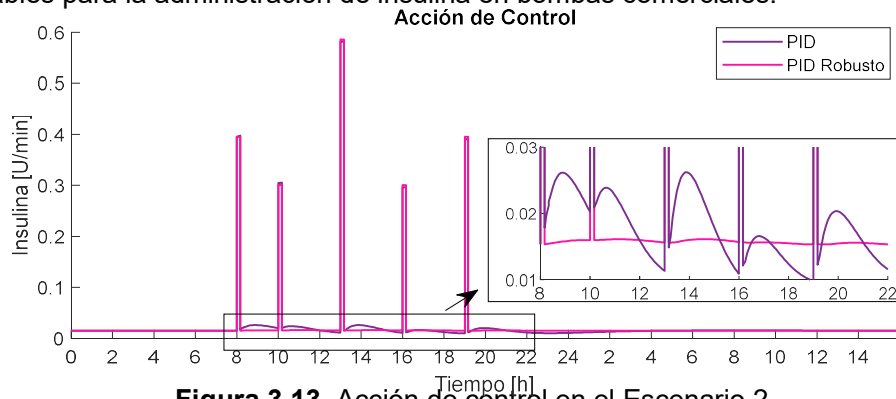


Figura 3.13. Acción de control en el Escenario 2

3.1.4.1.3 Escenario 3: Exceso de CHO

En este escenario el sistema glucosa – insulina presenta cantidades más altas de carbohidratos en las horas de cada comida, las respuestas obtenidas están en la Figura 3.14. El controlador PID tiene un episodio representativo de hipoglucemia, el cual se vuelve más pronunciado y toma valores más bajos que en los casos anteriores, el rango de valores que toma va de $30 - 60 [mg/dl]$ durante un tiempo de 3 horas, representando así un riesgo para la salud del paciente; respecto a los períodos de hiperglucemia estos son cortos ya que duran una hora y toman valores que van de $180 - 191 [mg/dl]$ y $180 - 205 [mg/dl]$ respectivamente.

El control PID robusto no presenta episodios de hipoglucemia, el valor más bajo que toma es de $72 [mg/dl]$, a pesar de ello sí presenta cuadros de hiperglucemia en dos ocasiones, ambas tienen una duración de 1 hora y toman rangos que van de $180 - 199 [mg/dl]$ y $180 - 242 [mg/dl]$.

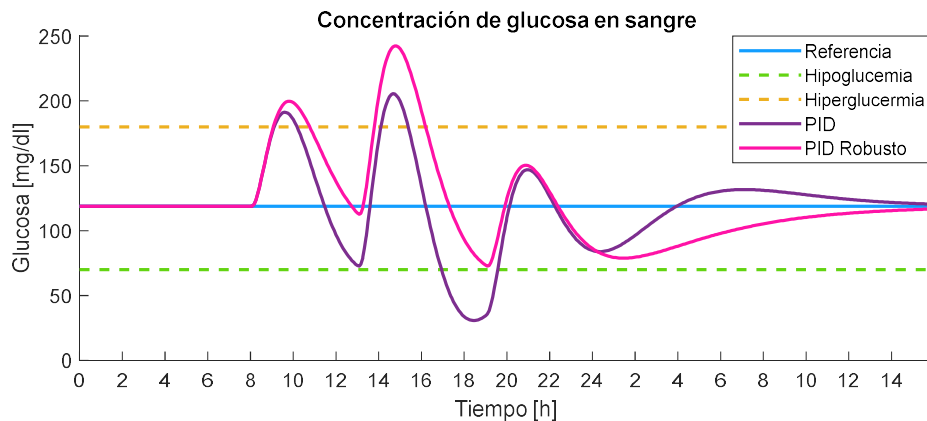


Figura 3.14. Respuesta del modelo glucosa- insulina en el Escenario 3

La gráfica de acción de control de ambos controladores están representados gráficamente en la Figura 3.15, aquí se observa que el controlador PID tiene una acción mucho más grande a diferencia del controlador PID robusto, por esta razón es que el primero no es capaz de controlar el episodio de hipoglucemia que se presenta a las horas de 16h00 a 19h00, en tanto que, el segundo si logra mantener el nivel de glucosa dentro de normo glucemia; el rango que toma el control PID va de 0.015 a 0.035 [U/min] y para el caso del control PID basado en conceptos de control por modos deslizantes es de 0.015 a 0.016 [U/min] . El pico más alto de la acción de control por efecto del controlador feedforward es de 0.91 [U/min] para ambos controladores, por tanto, los valores están dentro del rango aceptado para la administración de insulina en bombas comerciales ya que no sobrepasa el 1.5 [U/min] (Anexo IV).

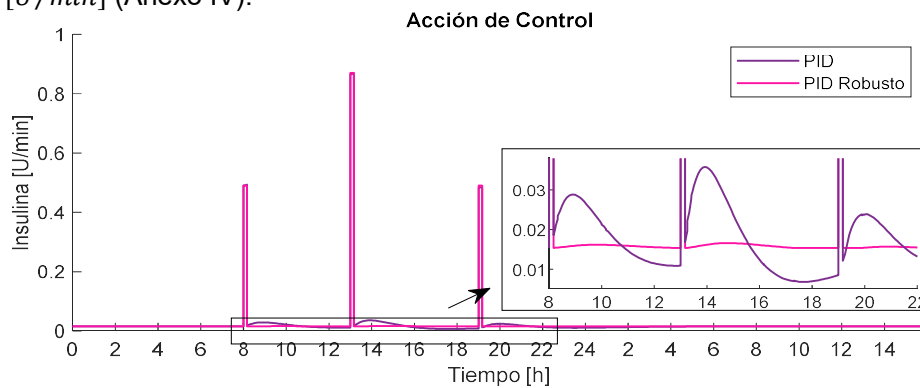


Figura 3.15. Acción de control en el Escenario 3

La interacción del controlador PID con el modelo de glucosa – insulina de Hovorka de un paciente promedio con DMT1 presenta en los tres escenarios cuadros de hipoglucemias, en tanto que, el controlador PID basado en conceptos de control por modos deslizantes evita estas situaciones para mantener al paciente dentro del nivel normal. Esta característica es lo que se busca dentro del desarrollo de control de glucosa en el páncreas artificial, por lo que la implementación del controlador PID robusto funciona correctamente.

3.1.4.2 Paciente 5

3.1.4.2.1 Escenario 1: Horario normal

La respuesta que presenta el modelo glucosa – insulina ante un escenario de ingesta de comida ideal está representada en la Figura 3.16, en donde se visualiza que ambos controladores mantienen valores de normo glucemia a pesar de tener perturbaciones de comida en las horas de 8h00, 13h00 y 19h00. Esto ocurre por las características del paciente, un factor que influye es la sensibilidad de la insulina S_I , si su valor es alto se requiere menor cantidad de insulina para regular la glucosa; en esta ocasión $S_I =$

$0.0065 \left[\frac{\text{mmol}/\text{l} \cdot \text{min}}{\text{mU}/} \right]$, en tanto que, para el paciente promedio se tenía un valor de $S_I = 0.0050 \left[\frac{\text{mmol}/\text{l} \cdot \text{min}}{\text{mU}/} \right]$.

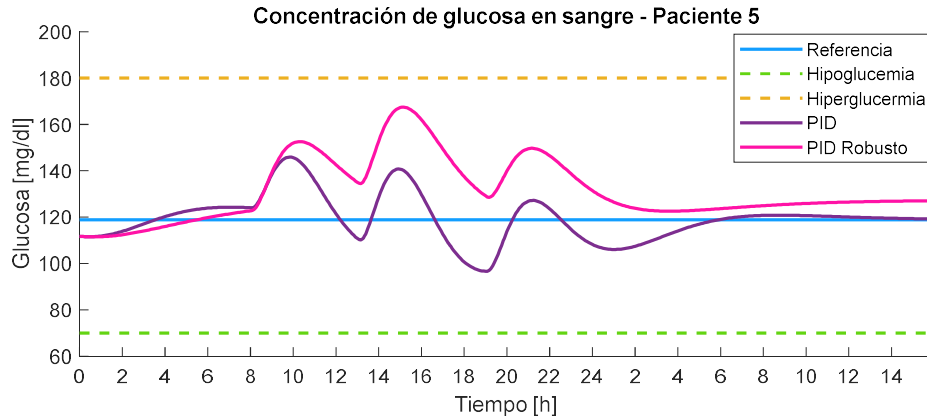


Figura 3.16. Respuesta del modelo glucosa- insulina para el paciente 5 en el Escenario 1

De la misma manera que en los casos anteriores la presencia del controlador feedforward ocasiona que la señal de control presente picos en ambos controladores, tal cual como se muestra en la Figura 3.17, el valor máximo que toma el pico más alto es de 0.58 [U/min] . Con respecto a la acción de control, el controlador PID tiene una acción más agresiva a comparación del controlador PID robusto, sus valores van en el rango de $0.0158 \text{ a } 0.0207 \text{ [U/min]}$ y $0.0153 \text{ a } 0.0158 \text{ [U/min]}$ por lo que están dentro de los límites de infusión de insulina de una bomba comercial.

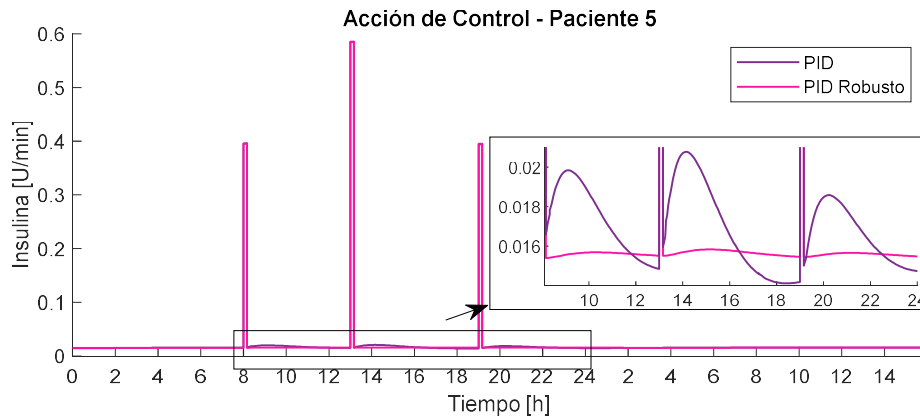


Figura 3.17. Acción de control - paciente 5 en el Escenario 1

3.1.4.2.2 Escenario 2: Consumo de breaks

A pesar de tener un paciente completamente distinto y un escenario de comidas en donde se añade dos breaks, tanto el controlador PID como el control PID robusto regulan los valores de glucosa correctamente. En la Figura 3.18 se observa que el control PID robusto

tiende a irse hacia la zona de hiperglucemia por efecto de la acción de control suave que tiene.

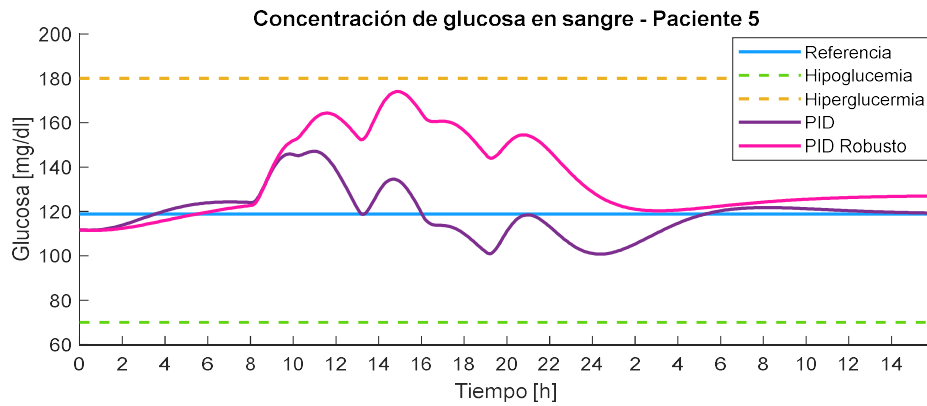


Figura 3.18. Respuesta del modelo glucosa- insulina para el paciente 5 en el Escenario 2

Fuera de los picos que presenta la respuesta de acción de control se visualiza en la Figura 3.19 que el valor más alto que toma la acción de control por efecto del controlador PID se encuentran dentro de un rango que va de 0.0158 a 0.0204 $[U/min]$, en tanto que, el control PID robusto tiene un rango de 0.0154 a 0.0157 $[U/min]$. Considerando el pico más alto por acción del control feedforward que es de 0.61 $[U/min]$, dichos valores están dentro de los límites permitidos para la utilización de los controladores en bombas de insulina.

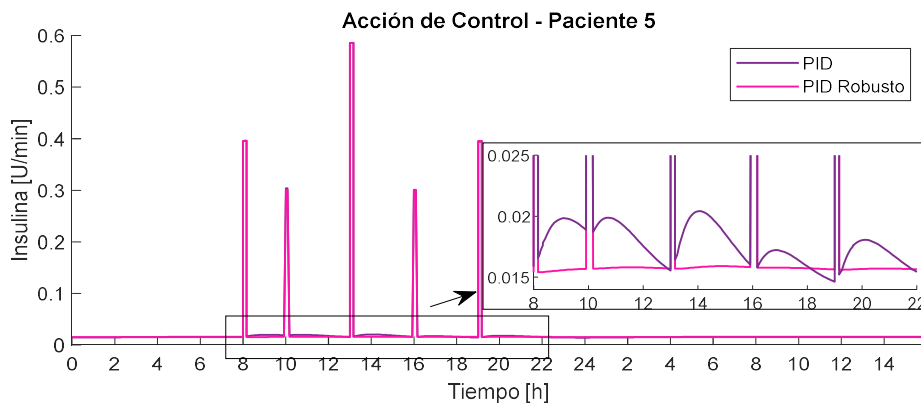


Figura 3.19. Acción de control - paciente 5 en el Escenario 2

3.1.4.2.3 Escenario 3: Exceso de CHO

En la Figura 3.20 están representadas gráficamente las respuestas obtenidas por los controladores ante una cantidad de carbohidratos mayor a la cantidad de carbohidratos ideal, aquí el controlador PID robusto tiene un episodio de hiperglucemia que toma valores que van desde 180 a 188 $[mg/dl]$ durante un tiempo de dos horas, fuera de las horas de 14h00 a 16h00 el controlador mantiene los niveles de glucosa en sangre dentro de los límites de normo glucemia. En lo que respecta al control PID este mantiene al paciente en

condiciones normales durante todo el tiempo, a pesar de presentar perturbaciones en las horas establecidas.

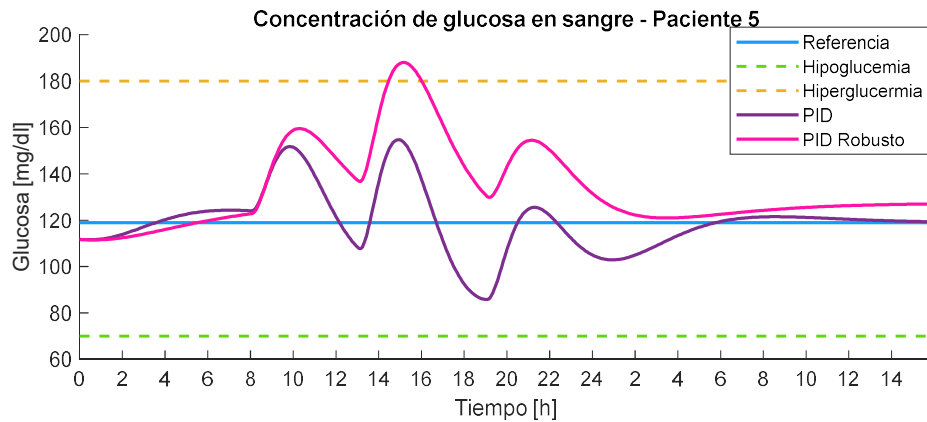


Figura 3.20. Respuesta del modelo glucosa- insulina para el paciente 5 en el Escenario 3

La gráfica de acción de control de ambos controladores está determinada por la Figura 3.21, aquí el controlador PID tiene una acción mucho más grande y agresiva a diferencia del controlador PID robusto; el rango que toma el control PID va de 0.0158 a 0.0235 [U/min] y para el caso del control PID robusto es de 0.0154 a 0.0160 [U/min] . El pico más alto de la acción de control es de 0.87 [U/min] para ambos controladores, por tanto, los valores están dentro del rango aceptado para la administración de insulina en bombas comerciales.

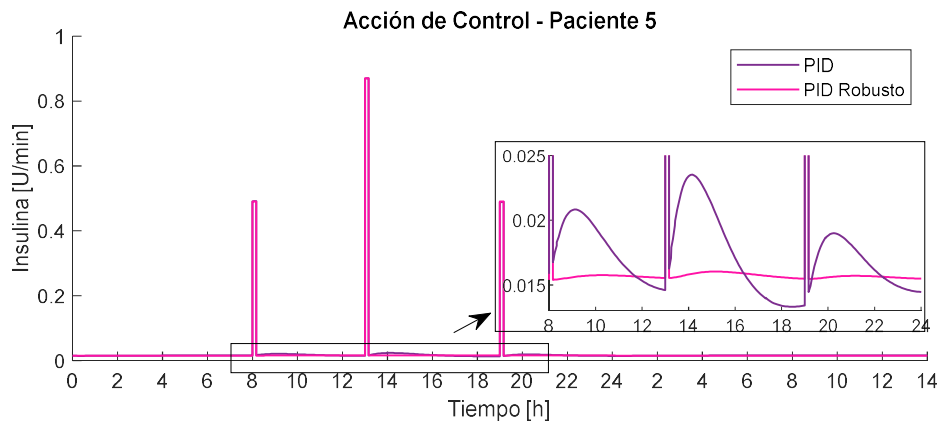


Figura 3.21. Acción de control – paciente 5 en el Escenario 3

La implementación del controlador PID con el modelo de glucosa – insulina de Hovorka permite mantener los niveles de glucosa dentro de los límites normales en los tres escenarios de ingesta de comida, en tanto que, para el controlador PID robusto se tiene la presencia de un episodio de hiperglucemia en el escenario 3 por efecto de la acción de control pequeña que presenta. Sin embargo, el controlador PID basado en conceptos de

control por modos deslizantes de la misma forma mantuvo a la glucosa dentro de los límites normales en el paciente 5 en los tres escenarios propuestos.

3.1.4.3 Paciente 7

3.1.4.3.1 Escenario 1: Horario normal

El paciente propuesto en este caso es un paciente crítico dentro de los pacientes propuestos por Hovorka (Anexo I), específicamente en lo que respecta al parámetro de sensibilidad de insulina ya que su valor es de $S_I = 0.0035 \left[\frac{mm}{mU/l} \right]$, en tanto que, para el paciente promedio tiene un valor de $S_I = 0.0050 \left[\frac{mmol/l*min}{mU/l} \right]$; esto significa que el paciente 7 para regular sus niveles de glucosa necesita de una cantidad de insulina mucho mayor a la normal.

En la Figura 3.22 ante un escenario de ingesta de comida normal la respuesta del controlador PID presenta dos episodios de hiperglicemias cuyos rangos son 180 a 246 $[mg/dl]$ y 180 a 254 $[mg/dl]$ entre las horas de 8h00 a 15h00 respectivamente, también existen dos cuadros de hipoglicemias las cuales toman valores de 39 a 60 $[mg/dl]$ a las horas de 17h00 a 19h00 y 57 a 60 $[mg/dl]$ en las horas de la noche y madrugada del día siguiente. Esto quiere decir que ante la ingesta de carbohidratos altos el controlador tiende a desestabilizarse.

Con respecto al controlador PID robusto ante la primera perturbación que ocurre a las 8h00 de la mañana, los niveles de glucosa están elevados por encima de los niveles normales llegando a tomar valores que oscilan entre 180 a 345 $[mg/dl]$, mismos que se mantienen fluctuantes entre las horas de 8h00 a 24h00.

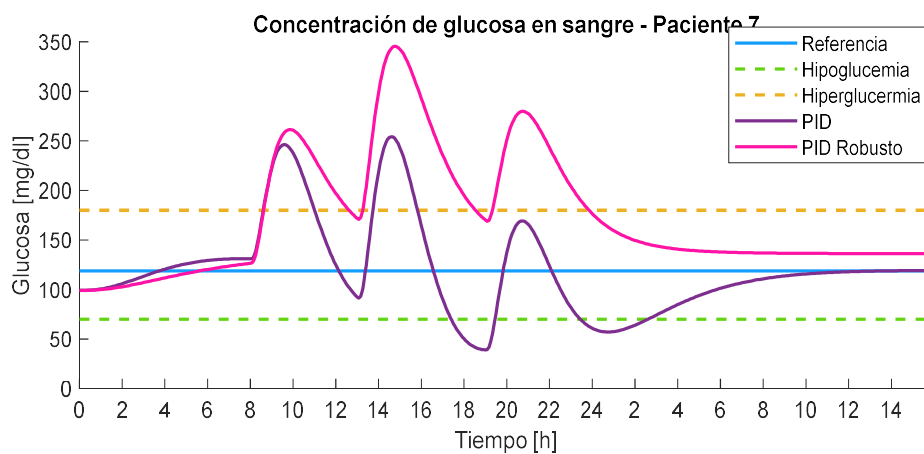


Figura 3.22. Respuesta del modelo glucosa- insulina para el paciente 7 en el Escenario 1

En la Figura 3.23 las acciones de control tienen valores más altos a comparación de las respuestas anteriores, esto corrobora que el paciente al presentar un valor bajo de sensibilidad ante la insulina necesita más insulina para regular la glucosa. Omitiendo el pico más alto de $0.5864 [U/min]$ se observa que el controlador PID presenta una acción de control más brusca y sus valores están en el rango de 0.016 a $0.048 [U/min]$, en cuanto al controlador PID robusto, su señal de control es más suave y toma valores de 0.015 a $0.017 [U/min]$ por esta razón es que presenta un episodio de hiperglucemia tan largo. Los valores de acción de control presentan valores dentro de los límites permitidos de la bomba de insulina comercial (Anexo IV).

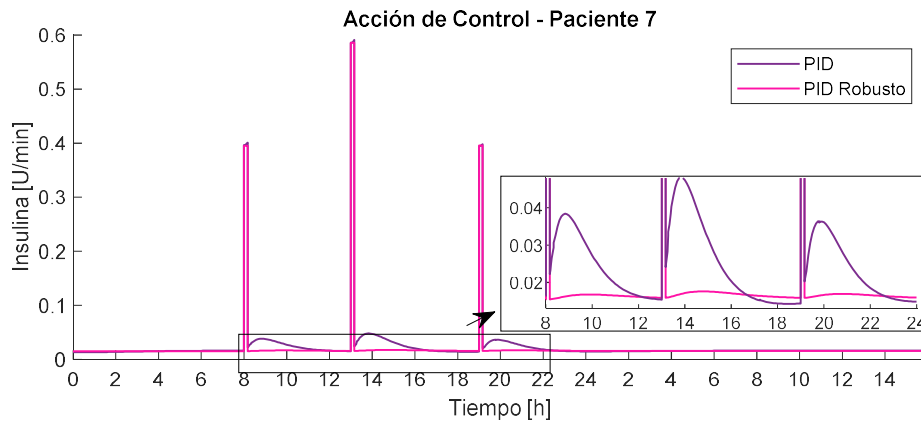


Figura 3.23. Acción de control – paciente 7 en el Escenario 1

3.1.4.3.2 Escenario 2: Consumo de breaks

El escenario dos es un escenario complejo ya que como se mencionó anteriormente no se dispone de un tiempo considerable entre comida y comida que permita a la glucosa estabilizarse dentro de los límites de normo glucemia, además de esto las características del paciente de por sí ya son complejas.

En la Figura 3.24 está representada gráficamente la respuesta correspondiente a la salida del sistema ante la implementación del controlador PID y PID robusto, en ella se visualiza que ambos controladores presentan episodios de hiperglucemia siendo el más crítico el caso del controlador PID robusto ya que sus valores de glucosa están dentro de un rango de $180 - 380 [mg/dl]$. por un tiempo de 16 horas aproximadamente, esto ya afecta en sí la salud del paciente. En lo que respecta al controlador PID existen dos episodios de hipoglucemia siendo el más crítico el que se ocasiona a las horas de 23h00 a 1h00 del siguiente día, ya que la hipoglucemia que presenta es de nivel grave y por lo tanto los síntomas que se manifiestan pueden conducir incluso a la muerte, estos valores están dentro del rango de $28 - 40 [mg/dl]$.

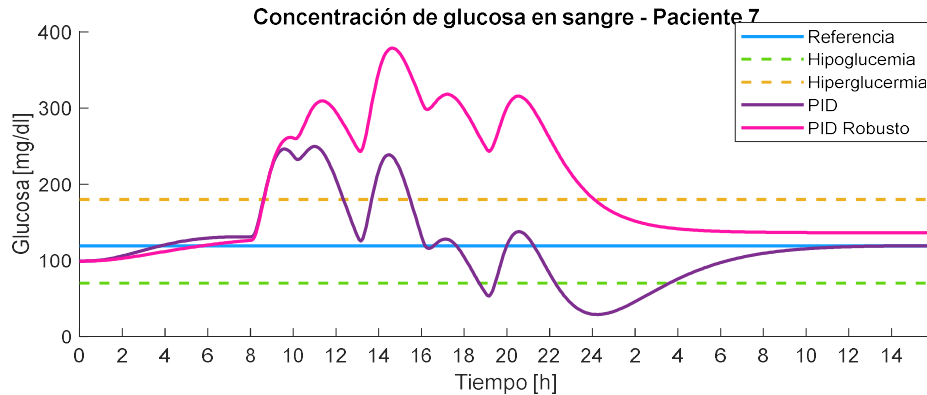


Figura 3.24. Respuesta del modelo glucosa- insulina para el paciente 7 en el Escenario 2

Una vez más la acción de control del PID robusto es más suave a comparación del PID normal, los valores que toma el primero oscilan entre 0.0155 a 0.0179 $[U/min]$ en tanto que el rango del segundo es de 0.0164 a 0.0483 $[U/min]$. En la Figura 3.25 el pico más alto que toma la acción de control por efecto del controlador feedforward es de 0.587 $[U/min]$.

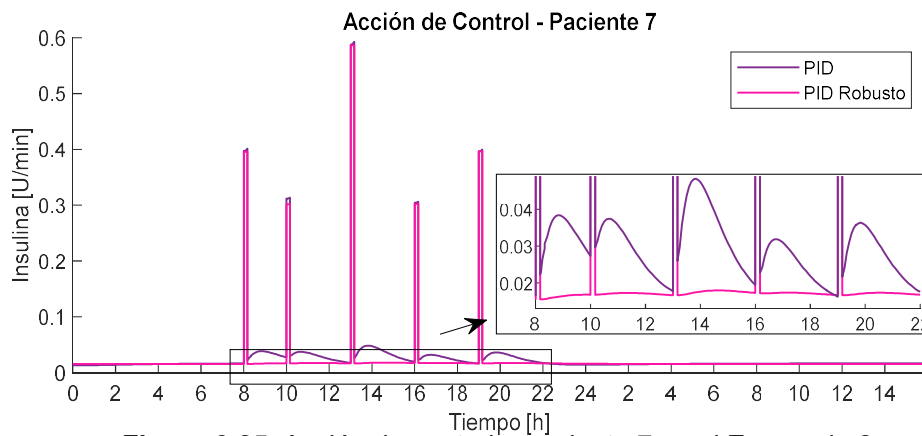


Figura 3.25. Acción de control – paciente 7 en el Escenario 2

3.1.4.3.3 Escenario 3: Exceso de CHO

La respuesta del sistema ante la interacción de ambos controladores ante el escenario 3 es presentada en la Figura 3.26, aquí se visualiza que el controlador PID robusto mantiene al paciente en condiciones de hiperglucemia, los valores que toma son muchos más altos debido a la ingesta alta de carbohidratos que se tiene, el rango que tiene es de 180 - 447 $[mg/dl]$. En cuanto al controlador tipo PID también presenta episodios de hiperglucemia e hipoglucemia, siendo el más crítico este último episodio ya que entre las horas de 17h00 a 21h00 el paciente tiene valores de glucosa que van de 3 - 40 $[mg/dl]$ correspondiente a una hipoglucemia grave, en este caso el paciente debería ser atendido en una casa de salud.

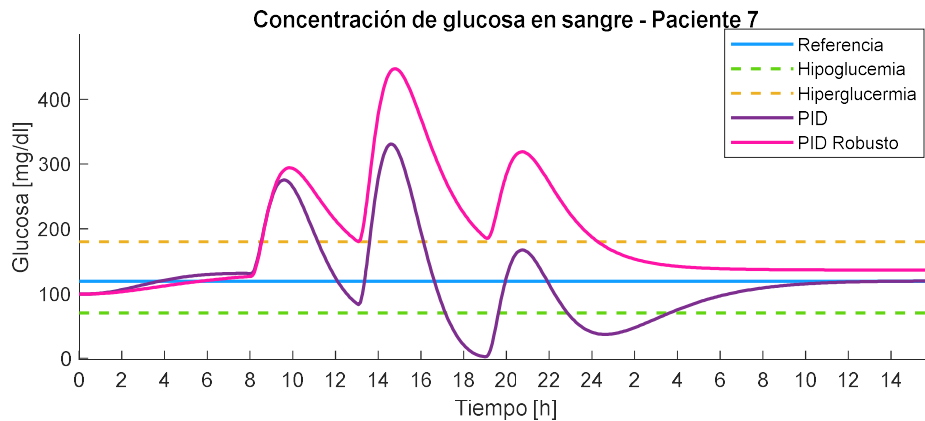


Figura 3.26. Respuesta del modelo glucosa- insulina para el paciente 7 en el Escenario 3

En la Figura 3.27 están representados los resultados correspondientes a la acción de control, en donde se observa que el controlador PID robusto presenta una acción más suave en comparación al control PID clásico. El rango que toma el control PID va de 0.0164 a 0.0642 $[U/min]$ y para el caso del control PID basado en conceptos de control por modos deslizantes es de 0.0155 a 0.0185 $[U/min]$. El pico más alto de la acción de control por es de 0.87 $[U/min]$ para ambos controladores, por tanto, los valores están dentro del rango aceptado para la administración de insulina en bombas comerciales.

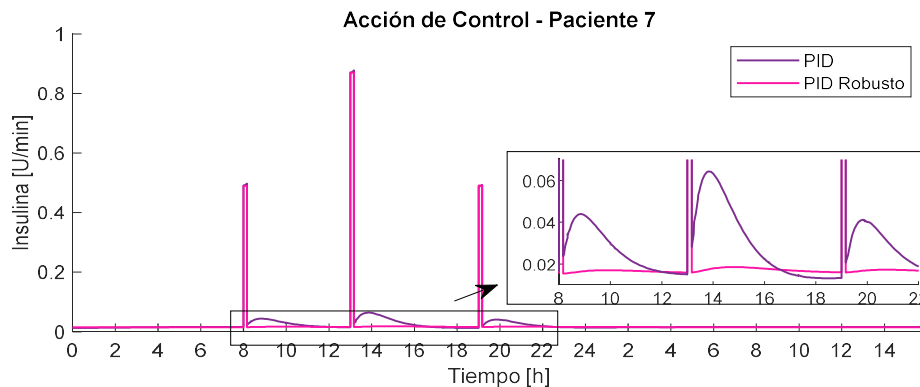


Figura 3.27. Acción de control – paciente 7 en el Escenario 3

La respuesta de los controladores en el paciente 7 no fue satisfactoria ya que para el caso del controlador PID robusto se presentaron episodios de hiperglucemias muy elevadas, en tanto que, para el controlador PID existieron cuadros de hipoglucemias muy graves para el paciente. Debido a estos inconvenientes ningún controlador debería ser implementado en pacientes que presenten características como las del paciente 7, especialmente cuando presenten sensibilidad de insulina muy baja.

3.1.5 VALIDACIÓN DE CONTROLADORES

3.1.5.1 Índices de desempeño ISE e ISCO

De las pruebas realizadas en el apartado anterior son obtenidos los valores de los índices de desempeño para cada paciente considerando los tres escenarios distintos de ingesta de comida.

3.1.5.1.1 Paciente Promedio

En la Figura 3.28 se presenta una comparación de los índices de desempeño ISE e ISCO para ambos controladores en los tres escenarios propuestos, aquí la integral del cuadrado del error del controlador PID tiene valores bajos a comparación del control PID robusto, esto se debe a que el PID reacciona más rápido para corregir el error que se ocasiona ante la presencia de perturbaciones, para lograrlo emplea una acción de control mucho más agresiva, la misma que suministra más cantidad de insulina ocasionando en algunos casos episodios de hipoglucemia. El controlador PID Robusto presenta valores de ISE altos, a pesar de ello tiene una acción de control menos agresiva en comparación con el control PID, esto favorece al control de la glucosa ya que en el caso de las bombas de insulina se suministran pequeñas cantidades de glucosa por minuto por lo que el envío de esta señal debe ser más preciso, la desventaja que esto presenta es que envía poca cantidad de insulina generando episodios de hiperglucemia.

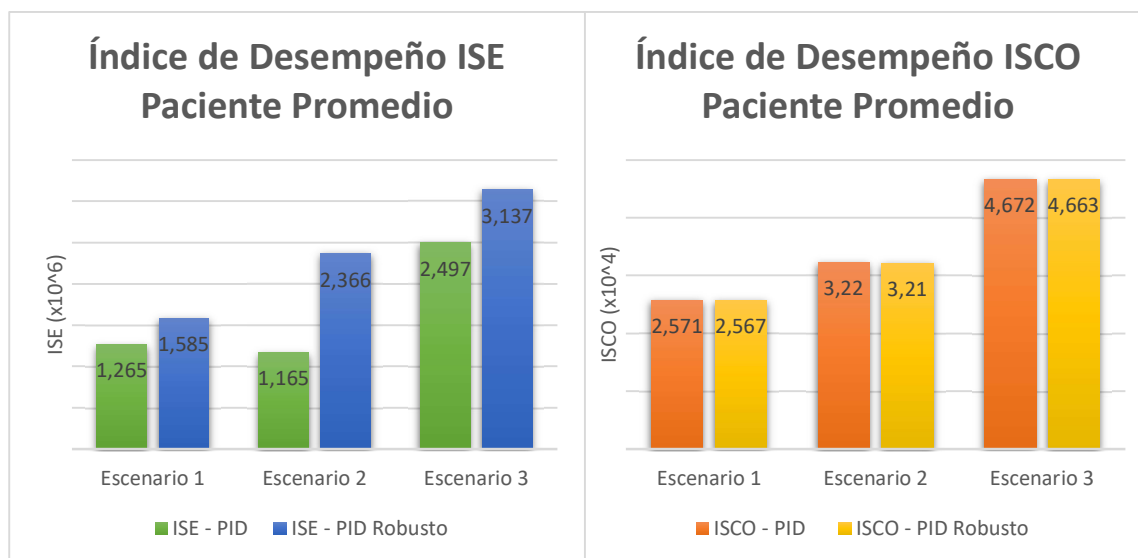


Figura 3.28. Índices de desempeño ISE e ISCO de los controladores PID y PID robusto para un paciente promedio en los tres escenarios propuestos.

3.1.5.1.2 Paciente 5

En el caso del paciente 5 las respuestas de los índices de desempeño están representados en la Figura 3.29, en donde se visualiza que el controlador PID robusto mantiene valores de ISE altos, es decir, no corrige correctamente el error ocasionado por la ingesta de carbohidratos, a pesar de ello mantiene niveles de ISCO bajos indicando una vez más que la acción de control es menos agresiva y no presenta variaciones significativas.

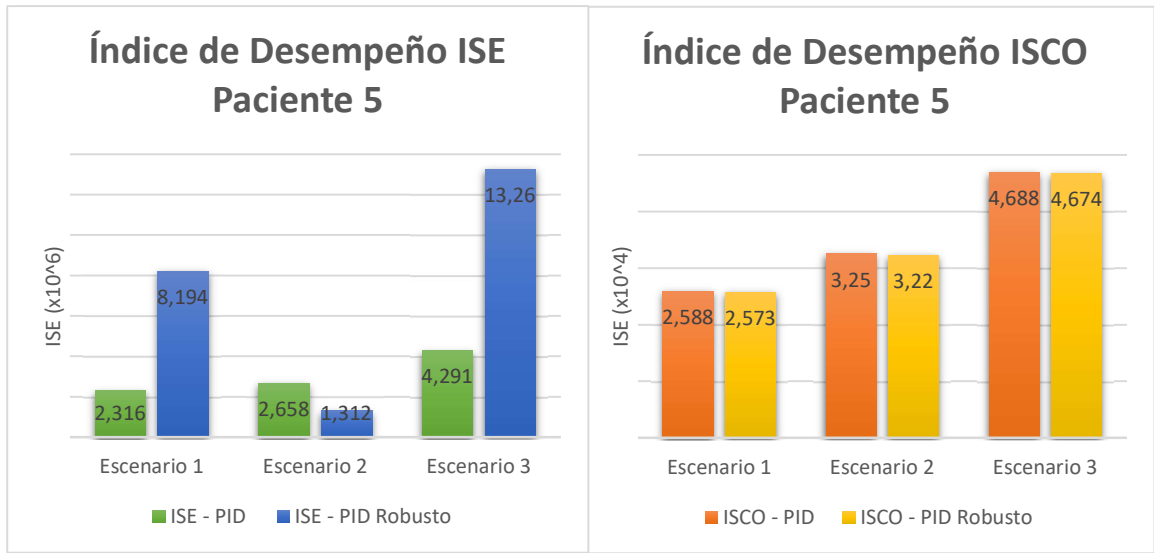


Figura 3.29. Índices de desempeño ISE e ISCO de los controladores PID y PID robusto para el paciente 5 en los tres escenarios propuestos.

3.1.5.1.3 Paciente 7

La Figura 3.30 representa gráficamente la respuesta de los índices de desempeño de los controladores PID y PID robusto implementados para el paciente 7. El ISE para el controlador basado en conceptos de control por modos deslizantes aumenta aún más su valor, lo que significa que el controlador no rechaza adecuadamente las perturbaciones del sistema por efecto de la acción de control suave que presenta. Con respecto al controlador PID el ISE es bajo ya que tiene una acción de control más agresiva, lo cual no es recomendable ya que disminuye la vida útil del elemento final de control, que en este caso corresponde al motor de la bomba de insulina.

La acción de control en la implementación de controladores para bombas de insulina en paciente con diabetes tipo 1 tienen un papel determinante, ya que existen motores que no permiten una acción de control agresiva, sino más bien, usan controladores con esfuerzos más suaves ya que en sí la administración de insulina es muy pequeña y precisa. De acuerdo con los resultados obtenidos en los índices de desempeño, el controlador PID

Robusto tiene un ISCO más pequeño, por lo que podría ser empelado para el control respectivo.

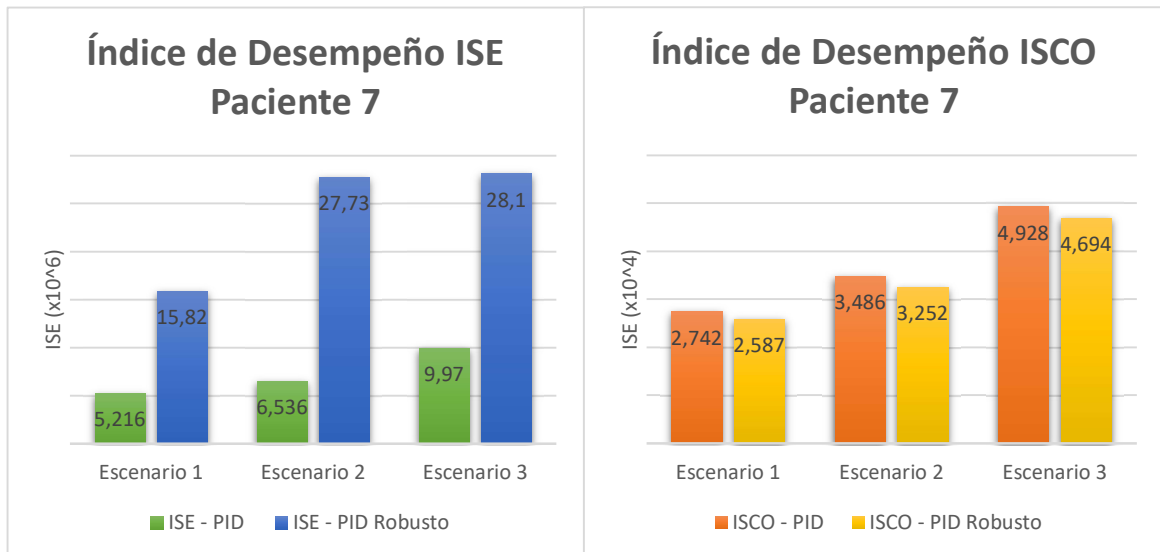


Figura 3.30. Índices de desempeño ISE e ISCO de los controladores PID y PID robusto para el paciente 7 en los tres escenarios propuestos.

3.1.5.2 Análisis del cuadro de variabilidad de control (CVGA)

De acuerdo con [9] y [21] el análisis del cuadro de variabilidad de control (CVGA) del simulador UVa/Padova permite realizar la validación de los controladores, el gráfico presentado corresponde a una cuadrícula en la cual se tienen diferentes zonas de análisis, en los ejes de esta gráfica están representados los valores máximos y mínimos de mediciones de glucosa que ha tenido el paciente durante el tratamiento.

Zonas de análisis del cuadro de variabilidad de control

- Zona A: el controlador mantiene los niveles de glucosa en sangre en valores normales, el desempeño del controlador es óptimo.
- Zona B: el paciente puede presentar episodios de hiperglucemias, la estrategia de control que se desarrolla se comporta bien y el controlador puede ser implementado.
- Zona C: la estrategia de control implementada es riesgosa ya que durante todo el tratamiento el paciente puede presentar hiperglucemias impidiendo hipoglucemias moderadas o viceversa.
- Zona D: el controlador es peligroso ya que el paciente puede presentar episodios de hiperglucemias o hipoglucemias moderadas.

- Zona E: la ley de control debe ser rediseñada ya que el controlador no es capaz de mantener al paciente dentro de zonas seguras, se presentan episodios de hiper e hipoglucemias.

En el simulador UVa/Padova los controladores PID y PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes fueron implementados con el fin de validar sus resultados mediante el cuadro CVGA, para ello se consideró tres escenarios de ingesta de comida (Normal, Breaks, Exceso de carbohidratos), en tres pacientes distintos (Paciente promedio, Paciente 5 y Paciente 7). Del desarrollo de estas pruebas se obtuvieron los siguientes resultados:

3.1.5.2.1 Paciente Promedio

En la Figura 3.31 se visualiza en (a) que el controlador PID logró mantener al paciente dentro de las zonas A y B del cuadro de variabilidad de control, por lo que el desempeño del controlador es bueno. Si el paciente promedio ingiere alimentos en los horarios presentados en la Tabla 3.1 va a mantener los niveles de glucosa dentro de los límites de 90 a 180 [mg/dl] lo cual es óptimo, asimismo, si los escenarios de ingesta de comida se asemejan a los valores que se tiene en las Tablas 3.2 y 3.3 el paciente presentará episodios de hiperglucemias leves que no sobrepasan los 300 [mg/dl] y no ponen en riesgo la salud del paciente. En (b) se observa que al implementar el control PID robusto el paciente presenta para los dos primeros escenarios valores de glucosa que se encuentran dentro de la zona A y para el tercer escenario los valores máximos que se tienen se hallan en la zona B, esto significa que el controlador es bueno y mantiene al paciente dentro de límites seguros.

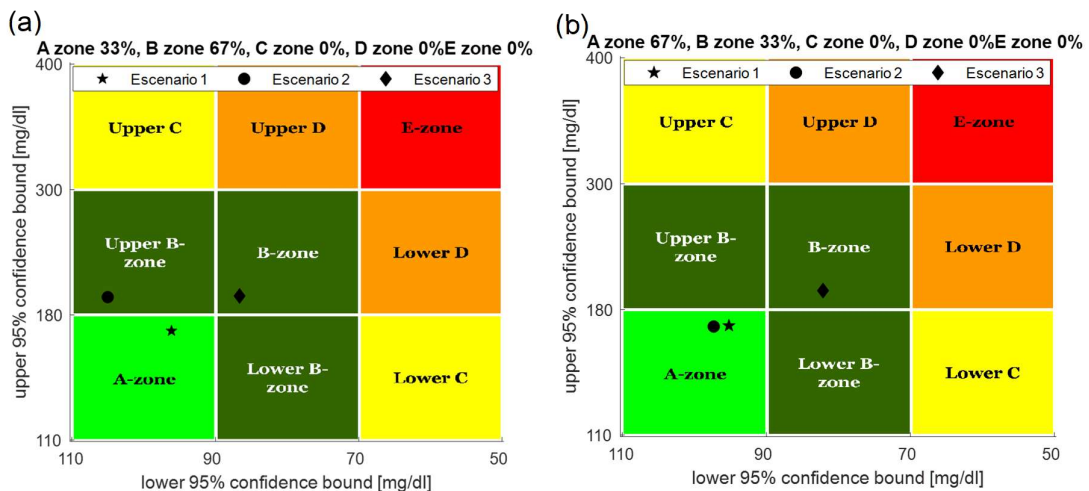


Figura 3.31. Cuadro de variabilidad de control (CVGA) del paciente promedio en tres escenarios de ingesta de comida. (a) Control PID - (b): Control PID robusto.

3.1.5.2.2 Paciente 5

En la Figura 3.32 se observa en (a) que los valores máximos y mínimos que tiene el paciente con el controlador PID en los tres escenarios de ingesta de comida se encuentran en la zona A y B, de la misma manera, el control PID robusto en (b) presenta muestras en las zonas A y B. Estas zonas son seguras para el paciente y no representan un riesgo para su salud, a pesar de contar con episodios de hiperglucemias leves.

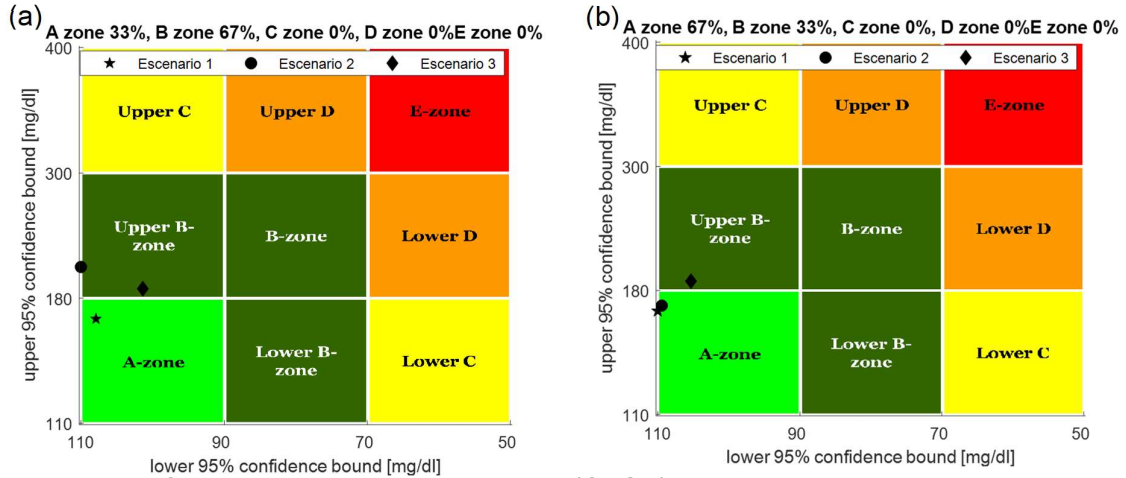


Figura 3.32. Cuadro de variabilidad de control (CVGA) del paciente 5 en tres escenarios de ingesta de comida. (a) Control PID - (b): Control PID robusto.

3.1.5.2.3 Paciente 7

En la Figura 3.33 las muestras de glucosa tanto para el controlador PID como el controlador PID robusto permanecen dentro de la zona B, es decir tienden a episodios de hiperglucemias leves, lo cual no representa un peligro para la salud del paciente.

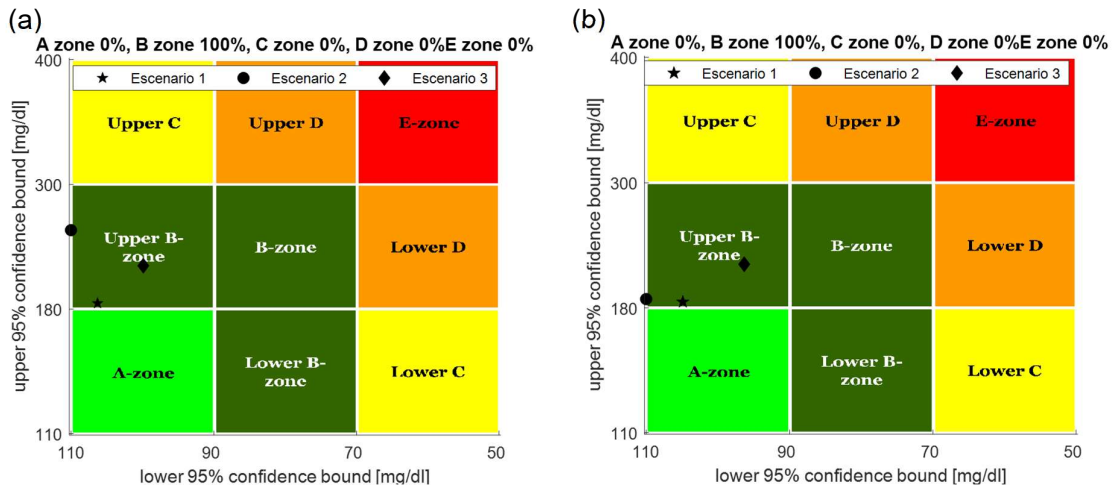


Figura 3.33. Cuadro de variabilidad de control (CVGA) del paciente 7 en tres escenarios de ingesta de comida. (a) Control PID - (b): Control PID robusto.

El modelo de paciente que presenta el simulador UVa/Padova corresponde a un modelo que se asemeja más al comportamiento real de glucosa – insulina en el cuerpo humano, los resultados obtenidos para el controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes indican que el controlador puede pasar a la fase de implementación en un prototipo ya que el desempeño del controlador es bueno y es óptimo, a diferencia del controlador PID tradicional el controlador propuesto mantiene a tres pacientes en dos escenarios distintos dentro de la zona A lo cual es beneficioso ya que en sí evita los episodios de hiperglucemias.

3.2 CONCLUSIONES

- Se realizó una revisión bibliográfica mediante la cual fue posible conocer la interacción de la insulina en el cuerpo humano y como esta actúa directamente en la regulación de la glucosa, se determinaron también los límites de normo glucemia 70 a 180 [mg/dl] entre los cuales un paciente con diabetes tipo 1 debe encontrarse durante todo el día, especialmente cuando ingiere comida, caso contrario el paciente presentará sintomatología que a corto o largo plazo afectará su salud.
- Se implementó el modelo matemático de glucosa – insulina de Hovorka para un paciente con diabetes tipo 1 en Matlab/Simulink, esto permitió conocer la relación inversamente proporcional que existe entre la glucosa y la insulina, además se observó también cómo la ingesta de carbohidratos afecta considerablemente al sistema, ya que a mayor cantidad de CHO mayor cantidad de glucosa en sangre se tendrá y para regularla a sus límites normales, será necesario administrar mayor cantidad de unidades de insulina que la normal.
- Se diseñó, sintonizó y simuló en Matlab/Simulink el controlador PID tradicional y el controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes para interactuar con el modelo glucosa – insulina de Hovorka. El primer controlador no evita los episodios de hipoglucemias en pacientes con diabetes tipo 1 por efecto de una acción de control agresiva, en tanto que el segundo controlador es capaz de mantener al paciente dentro de los límites normales, pero a pesar de ello en el software se observó que no regula correctamente los episodios de hiperglucemia ya que su acción de control es menos agresiva.
- Se diseñó e implementó en Matlab una interfaz gráfica con la herramienta App Designer, la cual permite seleccionar tres escenarios de ingesta de comida en tres pacientes distintos y dos tipos de controladores. Esta interfaz es amigable con el

usuario ya que le permite comparar los distintos resultados de los controladores diseñados, se visualizan las gráficas de respuesta del sistema, las acciones de control, los índices de desempeño y el cuadro de variabilidad de control CVGA respectivamente.

- Se validaron los resultados del controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes mediante la comparación de los índices de desempeño ISE e ISCO entre el controlador propuesto y un PID tradicional. Los resultados obtenidos determinaron que el controlador PID robusto presentó un mayor error a comparación del controlador PID, las acciones de control son menos agresivas y por lo tanto más precisas a diferencia de las que presenta el control PID, ya que su respuesta presenta valores altos de insulina y por ello tiende a permitir episodios de hipoglucemias.
- Los resultados obtenidos del análisis del cuadro de variabilidad del control del simulador UVa/Padova mostraron que el controlador PID Robusto es mejor controlando los niveles de glucosa de los tres pacientes en los tres escenarios propuestos, por tanto, su desempeño es óptimo y puede pasar a una siguiente fase que sería la implementación del controlador en un prototipo de pruebas.
- La acción de control agresiva en los controladores provoca que el paciente presente episodios de hipoglucemias, esto se debe a la relación inversamente proporcional existente también entre la insulina y el glucagón, es decir, si hay una presencia alta de esta hormona el glucagón disminuye y no puede elevar los niveles de glucosa en la sangre hasta que los valores de insulina sean bajos.

3.3 RECOMENDACIONES

- El desarrollo de este tipo de trabajos requiere de una extensa revisión bibliográfica, por ello se recomienda que antes de iniciar se comprenda la función que tiene la glucosa en el cuerpo, como es la interacción entre la insulina y el glucagón.
- Se recomienda considerar el desarrollo de un algoritmo anticipativo en el modelo de glucosa – insulina de Hovorka que permita reducir el retraso en la ingesta de alimentos.
- El controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes no dispone aún de ecuaciones de sintonización exactas para el segundo controlador PID, por lo que para un futuro trabajo se recomienda desarrollar sistemas de ecuaciones que permitan la obtención de los valores respectivos.

- Al no contar con valores exactos para el control PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes se propone para un futuro trabajo resintonizar las constantes del control PID de la parte discontinua con la finalidad de obtener una respuesta que evite los casos de hiperglucemia pero que mantenga la característica de evitar episodios de hipoglucemia.
- Uno de los propósitos del controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes es disminuir el efecto de “*chattering*”, por lo que se sugiere implementar el proyecto de páncreas artificial y comprobar si estas oscilaciones disminuyen.
- Antes de realizar la simulación del controlador en el software UVA/Padova es importante tomar en cuenta que el archivo “*testing_plataform*” sea copiado y pegado en la carpeta de “*controller setup*”, caso contrario los resultados serán obtenidos con el controlador por defecto del mismo programa.

4 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] F. Zavala, “Identificación y Control de un Sistema Glucosa - Insulina para Pacientes con Diabetes Tipo 1,” Universidad Michoacana de San Nicolás de Hidalgo, Michoacán, 2017.
- [2] A. Campos, “Diseño de un Sistema de Control Multivariable del nivel de Glucosa en Sangre para Pacientes con Diabetes tipo 1,” Universidad Politécnica de Valencia, Valencia, 2014.
- [3] J. Hoyos, “Identificación de Modelos Relevantes al Control de Glicemia en Personas con Diabetes Mellitus tipo 1,” Universidad Nacional de Colombia, Medellín, 2020.
- [4] C. Vázquez, “Sistema de Procesamiento de Señales CGM,” Universidad de Alcalá, Alcalá, 2016.
- [5] N. Rosales, “Modelado y Simulación de Tecnologías para el Tratamiento de la Diabetes,” Universidad Nacional de la Plata, La Plata, 2020.
- [6] P. García, “EPIC (Entorno de Páncreas Artificial con Interfaz Clínica),” Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, 2013.
- [7] A. A. Olay-Blanco and G. Quiroz-Compeán, “Desarrollo de una interfaz visual del metabolismo de glucosa basada en modelos matemáticos compartimentales,” *Revista Mexicana de Ingeniería Biomedica*, vol. 38, no. 3, pp. 621–636, Sep. 2017, doi: 10.17488/RMIB.38.3.9.
- [8] R. Visentin *et al.*, “The UVA/Padova Type 1 Diabetes Simulator Goes From Single Meal to Single Day,” *J Diabetes Sci Technol*, vol. 12, no. 2, pp. 273–281, Mar. 2018, doi: 10.1177/1932296818757747.
- [9] Y. Rios, J. Garcia-Rodríguez, E. Sanchez, A. Alanis, E. Ruiz-Velázquez, and A. Pardo, “Neuro-fuzzy control for artificial pancreas: In silico development and

- validation," *RIAI - Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial*, vol. 17, no. 4, pp. 390–400, 2021, doi: 10.4995/riai.2020.13035.
- [10] C. Dalla Man, F. Micheletto, D. Lv, M. Breton, B. Kovatchev, and C. Cobelli, "The UVA/PADOVA type 1 diabetes simulator: New features," *J Diabetes Sci Technol*, vol. 8, no. 1, pp. 26–34, 2014, doi: 10.1177/1932296813514502.
- [11] The Epsilon Group, "UVa/Padova T1DMS User Guide v3.2," Charlottesville, jul. 2020.
- [12] F. Ulloa, "Diseño e implementación de un sistema virtual para un sistema multivariable no lineal de cuatro tanques," Universidad Politécnica Nacional del Ecuador, Quito, 2018.
- [13] V. Alfaro, "Identificación de Modelos de Orden Reducido a Partir de la Curva de Reacción del Proceso," *Ciencia y Tecnología*, vol. 24, no. 2, pp. 197–216, 2006.
- [14] V. Alfaro, "Identificación de Procesos Sobreamortiguados Utilizando Técnicas de Lazo Abierto," *Revista de la Universidad de Costa Rica*, vol. 11, pp. 1–17, 2001.
- [15] O. R. A. R. F. Camacho, *Control de Procesos*, Primera. Quito: Escuela Politécnica Nacional, 2020.
- [16] C. Smith, *Automated continuous process control*. Canada: A Wiley - Interscience, 2002.
- [17] M. Li, F. Wang, and F. Gao, "PID-based sliding mode controller for nonlinear processes," *Ind Eng Chem Res*, vol. 40, no. 12, pp. 2660–2667, jun. 2001, doi: 10.1021/ie990715e.
- [18] D. Santacruz, "Diseño, Simulación e Implementación de un Controlador PID Robusto Basado en Conceptos de Control por Modos Deslizantes, Aplicado a Dos Procesos Químicos No Lineales y al Módulo de Control de Temperatura TCLAB," Escuela Politécnica Nacional del Ecuador, Quito, 2022.
- [19] D. Jáuregui, "Diseño y Simulación de Controladores SMC con Superficies Deslizantes Móviles Empleando Técnicas de Lógica Difusa para Mejorar La Alcanzabilidad y el Desempeño del Sistema," Escuela Politécnica Nacional del Ecuador, Quito, 2018.
- [20] R. Hovorka *et al.*, "Nonlinear model predictive control of glucose concentration in subjects with type 1 diabetes," in *Physiological Measurement*, 2004, vol. 25, no. 4, pp. 905–920. doi: 10.1088/0967-3334/25/4/010.
- [21] S. Villarreal, D. Lombeida, J. Haro, and O. Camacho, "Design, Simulation, and Implementation of an Artificial Pancreas Prototype for Virtual Patients with Type 1 Diabetes Applying SMC Controller with Anticipated Carbohydrate Information," 2022, pp. 115–128. doi: 10.1007/978-3-031-08942-8_9.
- [22] B. Moreano and P. Pumisancho, "Diseño, Simulación y Comparación de Controladores Basados en Álgebra Lineal y Control Difuso, Aplicado al Modelo de Glucosa- Insulina del Sistema de Páncreas Artificial para Pacientes con Diabetes Tipo 1," Escuela Politécnica Nacional del Ecuador, Quito, 2019.
- [23] D. Calupiña and A. García, "Diseño, Simulación y Comparación de Controladores Clásicos y Avanzados, Aplicados al Modelo de Glucosa- Insulina en el Sistema

Páncreas Artificial para Pacientes con Diabetes Tipo 1,” Escuela Politécnica Nacional del Ecuador, Quito, 2018.

- [24] American Diabetes Association, “Carb Counting and Diabetes,” *Get Smart on Carbs* .
- [25] University Hospitals, “Carb Counting Nutrition Guide | University Hospitals,” *Carbohydrate Counting*. <https://www.uhhospitals.org/services/clinical-nutrition-services/patient-resources/diet-information/carb-counting-nutrition-guide> (accessed Feb. 06, 2023).
- [26] Y. Ruan, M. E. Wilinska, H. Thabit, and R. Hovorka, “Modeling Day-to-Day Variability of Glucose-Insulin Regulation Over 12-Week Home Use of Closed-Loop Insulin Delivery,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 64, no. 6, pp. 1412–1419, jun. 2017, doi: 10.1109/TBME.2016.2590498.
- [27] Medtronic, “Paradigm 522 y 722 Bombas para infusión de insulina,” Northridge, 2008.

5 ANEXOS

Los anexos correspondientes al trabajo de integración curricular están distribuidos de la siguiente manera:

ANEXO I. Parámetros de pacientes

ANEXO II. Controlador PID tradicional

ANEXO III. Controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes

ANEXO IV. Bomba de insulina

ANEXO I: PARÁMETROS DE PACIENTES

El modelo propuesto por Hovorka está basado en los datos recolectados del estudio realizado en 8 adultos con DMT1 durante un tiempo de 12 semanas, la administración de insulina fue ejecutada en lazo cerrado durante un tiempo de 7 días las 24 horas; la información fue obtenida gracias a la utilización de un sensor de glucosa, un suministro de insulina y considerando también el consumo de alimentos por parte del paciente. Los parámetros de cada paciente están determinados por la Tabla 5.1 [26]

Tabla 5.1. Parámetros de pacientes [26]

Sujeto	W [kg]	$t_{max,IA}$ [min]	S_I $\left[\frac{mmol}{l * min} \right]$ $\left[\frac{mU}{l} \right]$	X_b $\left[\frac{mU}{l} \right]$	$t_{max,G}$ [min]	A_G	K $\left[\frac{1}{min} \right]$	G_b $\left[\frac{mmol}{l} \right]$
Paciente 1	89.3	93	0.0055	8.5	59	0.88	0.0040	6.5
Paciente 2	87.15	75	0.0052	10.8	40	0.85	0.0041	7.7
Paciente 3	80.36	72	0.0063	12.2	39	0.72	0.0046	7.2
Paciente 4	86.19	70	0.0044	11.7	40	0.68	0.0046	6.8
Paciente 5	86.72	74	0.0065	11.0	64	1.11	0.0033	6.2
Paciente 6	41.9	104	0.0037	16.2	47	0.64	0.0037	6.8
Paciente 7	60.71	68	0.0035	17.1	38	0.85	0.0035	5.5
Paciente 8	62.14	71	0.0049	16.0	53	0.96	0.0033	6.3
Paciente promedio	70.15	78	0.0050	12.9	48	0.84	0.0039	6.6

ANEXO II: CONTROLADOR PID TRADICIONAL

En la Figura 5.1 está representada gráficamente la implementación del controlador PID tradicional, el cual recibe como entrada el error del sistema y como salida presenta el valor de insulina respectivamente. La acción de control que ingresa al modelo de Hovorka considera también el valor de insulina basal y de la salida del controlador feedforward estático.

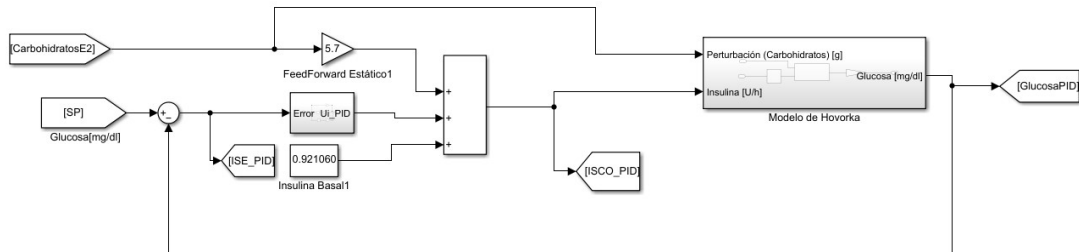


Figura 5.1. Implementación del controlador PID tradicional en Matlab/Simulink.

El controlador PID es realizado en base a la ecuación (2.16), la configuración paralela de este controlador es presentada en la Figura 5.2.

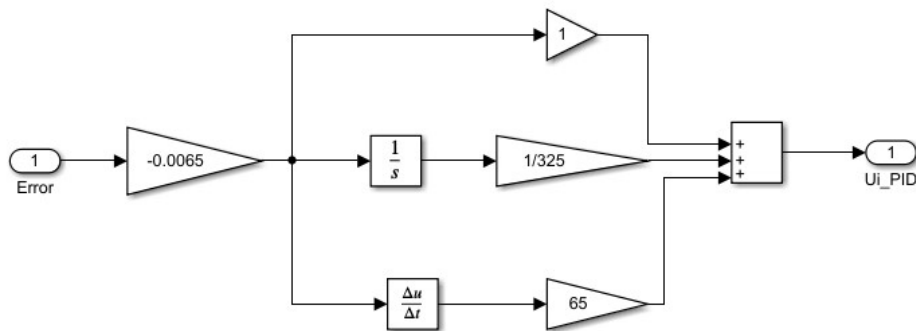


Figura 5.2. Controlador PID tradicional en Matlab/Simulink.

ANEXO III: CONTROLADOR PID ROBUSTO BASADO EN CONCEPTOS DE CONTROL POR MODOS DESLIZANTES

En la Figura 5.3 es mostrada la interacción del controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes con el modelo de Hovorka, esta implementación es basada en la Figura 1.7 del presente documento, en la cual están representados los controladores correspondientes a la parte continua y discontinua correspondientes a esta ley de control. El uso de saturadores en este diseño fue importante ya que permitió evitar acciones de control muy agresivas.

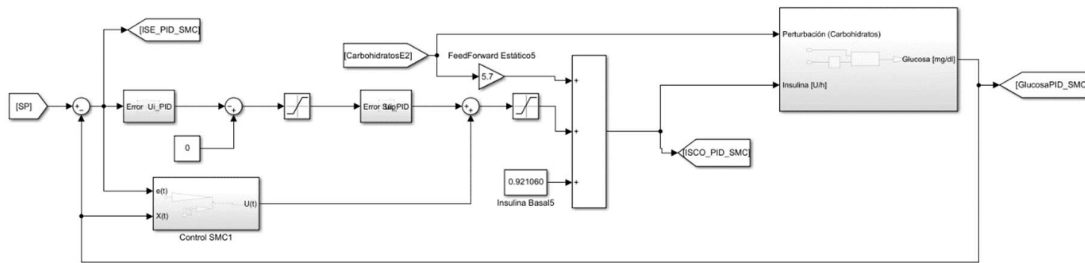


Figura 5.3. Implementación del controlador PID robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes en Matlab/Simulink.

El controlador correspondiente a la parte discontinua es un controlador PID en configuración en paralelo, aquí, en la Figura 5.4 se observa que la ganancia negativa propia de la planta es considerada.

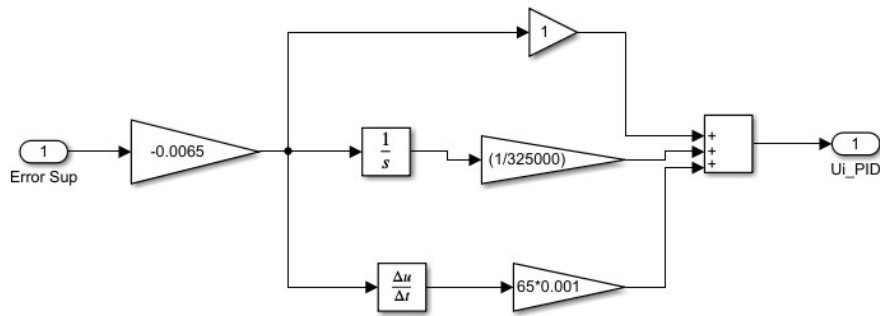


Figura 5.4. Implementación del controlador PID de la parte discontinua

La parte continua está conformada por dos bloques que son: el controlador PID en configuración en paralelo y la parte de U_{eq} de la ecuación (2.29), estos son representados gráficamente en las Figuras 5.5 y 5.6 respectivamente.

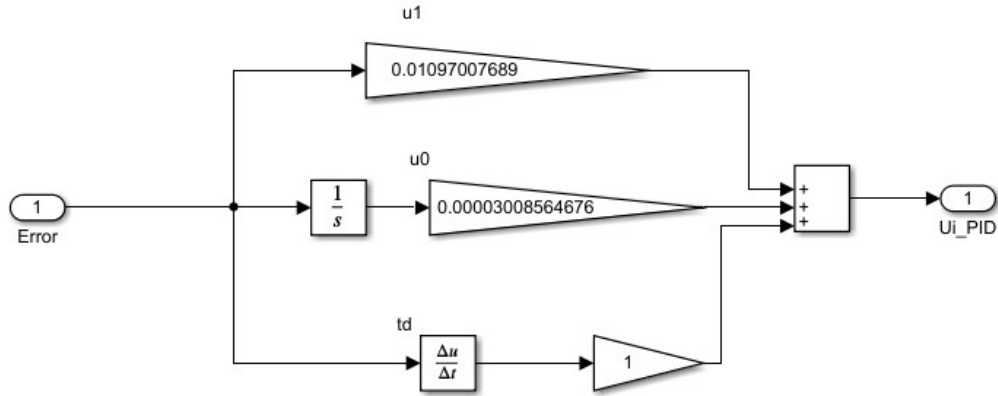


Figura 5.5. Implementación del controlador PID de la parte continua

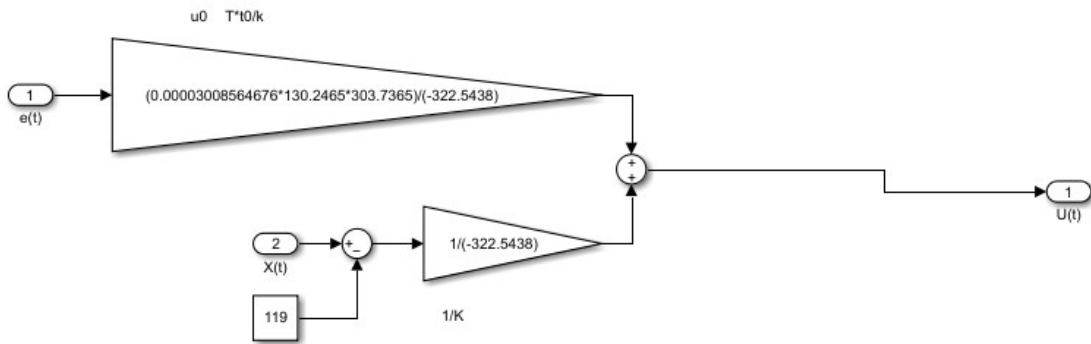


Figura 5.6. Implementación de U_{eq} de la parte continua del controlador PID Robusto basado en conceptos de control por modos deslizantes.

ANEXO IV: BOMBA DE INSULINA

La bomba de insulina paradigm 522 / 722 es un dispositivo desarrollado por la empresa Medtronic para el tratamiento en pacientes diabéticos, es una de las primeras bombas aprobada por la FDA que cuenta con un sensor continuo de glucosa. La bomba de insulina es la encargada de administrar cantidades de insulina de forma continua, para ello mantiene una interacción constante con el sensor de glucosa que le permite supervisar los niveles de glucemia en sangre, en el instante en que los niveles de glucosa sean muy bajos la bomba tiene la capacidad de detener automáticamente el suministro de insulina para evitar episodios de hipoglucemia [27].

Esta bomba de infusión permite configurar horarios de administración de insulina, cantidad de carbohidratos ingeridos y corrección de dosificaciones de insulina, además cuenta con sistemas de alertas para dar aviso al paciente que se han excedido los límites de glucosa. Este dispositivo también es capaz de llevar un historial de los valores de glucosa que se tienen durante el tratamiento, el propósito de esto es analizar los datos obtenidos y determinar patrones para ser corregidos y la terapia mejore [27].

Tabla 5.2. Especificaciones técnicas bomba de insulina Paradigm 522/722 [27]

Nombre	Valor
Incrementos del índice basal	0.05 [U/h]
Infusión de índice basal	0.05 – 35 [U/h]
Administración de insulina de bolus	0.05 [U]
Administración de fluido	0.5[μ L]
Período entre impulsos de administración	2 [s]
Índice de administración de insulina de bolus	1.5 [U/h]
Incrementos de unidades de bolus	0.1 – 2 [U]
Fuente de alimentación	Pilas estándar AAA de 1,5 V