



**EVALUACIÓN DE CONTROLADORES PID PARA EL CONTROL DE GLUCEMIA
DE PACIENTES CON DIABETES TIPO 1 A PARTIR DE SINTONIZACIONES
MEDIANTE EL MÉTODO LAMBDA**

Yeferson Yovani Gamez Peña

Código: 11291727490

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería en Control y Automatización Industrial

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá, Colombia

2022

**EVALUACIÓN DE CONTROLADORES PID PARA EL CONTROL DE GLUCEMIA
DE PACIENTES CON DIABETES TIPO 1 A PARTIR DE SINTONIZACIONES
MEDIANTE EL MÉTODO LAMBDA**

Yeferson Yovani Gamez Peña

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

Ingeniero en Control y Automatización Industrial

Director (a):

Ph. D Fabian Mauricio León Vargas

Asesor (a):

Ing. David Leonardo Rodríguez Sarmiento

Línea de Investigación:

Sistemas de Control Automático

Grupo de Investigación:

Research in Energy and Materials (Ren)

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería en Control y Automatización Industrial

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá, Colombia

2022

NOTA DE ACEPTACIÓN

El trabajo de grado titulado
EVALUACIÓN DE CONTROLADORES PID PARA EL
CONTROL DE GLUCEMIA DE PACIENTES CON
DIABETES TIPO 1 A PARTIR DE
SINTONIZACIONES MEDIANTE EL MÉTODO
LAMBDA,

Cumple con los requisitos para optar

Al título de **Ingeniero en Control y Automatización Industrial.**

Firma del Tutor

Firma Jurado

Firma Jurado

Bogotá, 18 de abril del 2022.

Contenido

Pág.

1. PRELIMINARES	11
1.1 Resumen	11
1.2 Abstract	12
1.3 Introducción	13
1.4 Antecedentes de estrategias de sintonización de controladores PID.....	18
1.5 Objetivos	23
1.5.1 Objetivo general	23
1.5.2 Objetivo específico	23
1.6 Justificación.....	24
2. MARCO TEÓRICO.....	25
2.1 Diabetes.....	25
2.2 Controladores PID y PD-basal	27
2.3 Sintonización lambda	33
2.4 Simulador Uva-Padova	37
3. DISEÑO METODOLÓGICO	38
3.1 Fase de determinación de modelos FOPDT	39
3.2 Fase de implementación de configuraciones de control.....	40
3.3 Fase de evaluación y análisis del desempeño de las configuraciones de control.....	41
4. RESULTADOS	42
4.1 Resultados de la fase uno	42
4.2 Resultados de la fase dos.....	48
4.3 Resultados de la fase tres	52
5. DISCUSIÓN Y ANÁLISIS	66
6. CONCLUSIONES	70

7. ANEXOS.....	72
7.1 Anexo A: Entorno gráfico del simulador Uva-Padova	72
7.2 Anexo B: Prueba curva de reacción	77
7.3 Anexo C: Herramienta en Ms Excel	82
7.4 Anexo D: Guía de ajuste del controlador PID para procesos autorregulados (estables)	86
7.5 Anexo E: Conversión de unidades	89
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	90

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 Concepto de Páncreas Artificial.....	17
Figura 2 Síntomas Característicos de la DT1	26
Figura 3 Acciones de Control del Controlador PID a Través del Tiempo	28
Figura 4 Configuración de Control Híbrida.....	32
Figura 5 Configuración de Control Full Closed-Loop	32
Figura 6 Comportamiento Dinámico del Proceso que Contempla una Región de Normoglucemia a Hipoglucemia (110 mg/dl a 70 mg/dl)	34
Figura 7 Controlador PID Ideal	36
Figura 8 Controlador PID Ajustado a Partir del Comportamiento Dinámico del Proceso que Contempla una Región de Normoglucemia a Hipoglucemia (110 mg/dl a 70 mg/dl) en Modo de Ajuste Agresivo	36
Figura 9 Interfaz de Usuario Simulador Uva-Padova 2013.....	37
Figura 10 Esquema Metodológico Utilizado en el Desarrollo de la Tesis.....	38
Figura 11 Ajuste del Modelo FOPDT (A) / De normoglucemia a hipoglucemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl.....	43
Figura 12 Ajuste del Modelo FOPDT (B) / De normoglucemia a hiperglucemia / 110 mg/dl a 180 mg/dl.....	43
Figura 13 Ajuste del Modelo FOPDT (C) / De hiperglucemia a normoglucemia / 180 mg/dl a 110 mg/dl.....	44
Figura 14 Ajuste del Modelo FOPDT (D) / De hipoglucemia a normoglucemia / 70 mg/dl a 110 mg/dl.....	44
Figura 15 Datos del Punto de Operación A / En la Herramienta de MS Excel	45
Figura 16 Configuración Solver / Ajuste Automático	46
Figura 17 Implementación del Controlador PID en el Simulador Uva-Padova	48

Figura 18	Implementación del Controlador PD-basal en el Simulador Uva-Padova	48
Figura 19	Implementación del Controlador de Steil (2006) en el Simulador Uva-Padova	49
Figura 20	Implementación de la Configuración de Control Full Closed-Loop en el Simulador Uva-Padova	50
Figura 21	Implementación de la Configuración de Control Híbrida en el Simulador Uva-Padova	51
Figura 22	Parámetros del Modelo FOPDT (A) / En la Plantilla de Sintonización de Controladores PID	53
Figura 23	Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (A) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.....	53
Figura 24	Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (B) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.....	54
Figura 25	Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (C) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.....	54
Figura 26	Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (D) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.....	54
Figura 27	Concentración de Glucosa en Plasma a Partir de la Prueba que Incluye Tres Comidas .	65
Figura A1.	Diagrama de Bloques Principal del Simulador Uva-Padova.....	74
Figura A2.	Paciente Virtual	74
Figura A3.	Ubicación del Controlador a Evaluar	75
Figura A4.	Modo Manual (Lazo Abierto).....	76
Figura A5.	Modo Automático (Lazo Cerrado) – Para la Configuración de control Full closed-loop e Híbrida	76
Figura B1.	Concepto Prueba Curva de Reacción	77
Figura B2.	Datos Punto de Operación A / De normoglucemia a hipoglucemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl.....	79

Figura B3. Datos Punto de Operación B /De normoglucemia a hiperglucemia/110 mg/dl a 180 mg/dl.....	80
Figura B4. Datos Punto de Operación C /De hiperglucemia a normoglucemia/180 mg/dl a 110 mg/dl.....	80
Figura B5. Datos Punto de Operación D / De hipoglucemia a normoglucemia / 70 mg/dl a 110 mg/dl.....	81
Figura C1. Datos del Punto de Operación (A).....	82
Figura C2. Datos del Punto de Operación A / En la Herramienta de MS Excel	83
Figura C3. Columnas de la Plantilla que no Deben ser Modificadas	83
Figura C4. Parámetros del Modelo / Ajuste Manual	84
Figura C5. Configuración Solver / Ajuste Automático	84
Figura C6. Ajuste Del Modelo FOPDT (A) / De Normoglucemia a Hipoglucemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl.....	85
Figura D1. Guía de Ajuste Lambda / Para Procesos Autorregulados Estables	87
Figura D2. Tipos de Sintonización Mediante el Método lambda / Controladores que se Pueden Sintonizar.....	88
Figura D3. Parámetros del Modelo FOPDT (A) / En la Plantilla de Sintonización de Controladores.....	88
Figura D4. Controlador PID Ajustado a Partir del Modelo (A) / Utilizando Tres Modos de Ajuste Mediante el Método Lambda.....	88

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 1 Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop.....	55
Tabla 2 Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop	56
Tabla 3 Controlador PID / Configuración Híbrida.....	57
Tabla 4 Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	58
Tabla 5 Ranking de Desempeño De los Controladores Evaluados Para una Comida	59
Tabla 6 Desempeño de los Controladores Evaluados Para la Prueba de Tres Comidas	64

Lista de Símbolos y Abreviaturas

Magnitud	Unidad	Símbolo
Concentración de glucosa	mg/dl	-
Tasa de insulina	u/h	-
	pmol/min	-
	pmol/h	-
	Unidades de insulina	-
Cantidad	pmol	-
	Horas	-
Tiempo	Minutos	-

1. PRELIMINARES

En este capítulo se describe el contexto general, para dar desarrollo al trabajo de grado. Se plantea la problemática, se indican los objetivos del proyecto y se describe brevemente cómo se abordó el trabajo para encontrar una solución.

1.1 Resumen

En este trabajo de grado, se estudió un método de ajuste llamado Lambda Tuning, ampliamente utilizado en algoritmos de control PID a nivel industrial, para el control de glucemia de pacientes con diabetes tipo 1. Se implementaron dos controladores, un PID y un PD-basal, que fueron utilizados para el control de la glucemia del paciente adulto promedio con diabetes tipo 1 que se incluye virtualmente en el simulador Uva-Padova, aprobado por la Administración de Medicamentos y Alimentos (FDA) como sustituto para la realización de ensayos preclínicos en animales.

Para la aplicación del método Lambda se determinaron modelos de primer orden más tiempo muerto, para el paciente adulto promedio del simulador Uva-Padova en distintas condiciones de operación (puntos de operación). Estos modelos fueron utilizados para el ajuste de los controladores PID y PD-basal. Finalmente se realizó una evaluación del desempeño de los controladores y de cada configuración de control sobre distintas condiciones de prueba (escenario de una y tres comidas). Se analizó el desempeño obtenido de acuerdo con métricas como tiempo en normoglucemia y porcentaje de tiempo en hipoglucemia.

Se espera que, gracias a la realización de este proyecto, nuevas alternativas de ajuste de controladores PID puedan ser implementadas en sistemas de Páncreas Artificial.

Palabras clave: Lambda, PID, Glucemia, PD-basal, Uva-Padova.

1.2 Abstract

In this degree work, an adjustment method called Lambda Tuning, widely used in PID control algorithms at an industrial level, was studied for the control of glycemia in patients with type 1 diabetes. Two controllers were implemented, a PID and a PD- basal, which were used for glycemic control of the average adult patient with type 1 diabetes that is virtually included in the Uva-Padova simulator, approved by the Food and Drug Administration (FDA) as a substitute for conducting preclinical trials in animals.

For the application of the Lambda method, first order models plus dead time were determined for the average adult patient of the Uva-Padova simulator in different operating conditions (operating points). These models were used to adjust the PID and PD-basal controllers. Finally, an evaluation of the performance of the controllers and of each control configuration was carried out under different test conditions (scenario of one and three meals). The performance obtained was analyzed according to metrics such as time in normoglycemia and percentage of time in hypoglycemia.

It is expected that, thanks to the completion of this project, new adjustment alternatives for PID controllers can be implemented in Artificial Pancreas systems.

Keywords: Lambda, PID, Glucemia, PD-basal, Uva-Padova.

1.3 Introducción

La *International Diabetes Federation* (IDF), pronostica que el número de diabéticos en el mundo subirá de 463 millones en 2019 a 578.4 millones en 2030 (correspondiente al 9.3 % y 10.2 % de la población mundial adulta entre 20 y 79 años, respectivamente) (International Diabetes Federation, 2019, p. 34). “El gasto debido a la diabetes tiene un impacto significativo en los presupuestos en salud de todo el mundo” (International Diabetes Federation, 2019, p. 56). La IDF pronostica que el gasto en salud para la diabetes en el mundo subirá de 760.3 mil millones de USD en 2019 a 824.7 mil millones de USD en 2030, este gasto será en adultos con diabetes entre 20 y 79 años (International Diabetes Federation, 2019, p. 56). Cabe destacar que estos pronósticos pueden infraestimar los valores reales que se puedan presentar, debido a que las proyecciones que se desarrollan pueden ser conservadoras en comparativa con la velocidad en que avanza el mundo. “Como consecuencia, está claro el gran interés tanto social como económico en encontrar terapias eficientes para la diabetes”. (Bondia et al., 2010, p. 1)

La DT1, es una enfermedad crónica, se caracteriza por niveles de concentración de glucosa en plasma elevados (hiperglucemia), producidos por una deficiencia absoluta de insulina (Bondia et al., 2010, p. 1). La DT1, es una enfermedad en la que, el sistema inmunitario presenta una alteración, esta alteración destruye selectivamente las células beta de los islotes de Langerhans del páncreas, sobre las cuales es segregada la “hormona” insulina, esta es la clave de regulación del metabolismo de hidratos de carbono, facilitando el transporte de glucosa al interior celular en el músculo y tejido adiposo, así como su almacenamiento, en forma de glucógeno en el hígado. (Bondia et al., 2010, p. 1)

Las personas con DT1, no pueden producir su propia insulina. Esto ocasiona numerosas complicaciones a largo plazo como retinopatía, nefropatía y neuropatía entre otras (Bondia et al., 2010, p. 1). Estas personas pueden presentar problemas de erección, pie diabético, angiopatía diabética, accidente cerebrovascular, entre otras afectaciones que se pueden generar a partir de las ya mencionadas.

“Las terapias actuales basadas en el suministro de insulina exógena (por inyecciones o bomba de insulina), no consiguen normalizar, los niveles de glucosa de forma eficiente” (Bondia et al., 2010, p. 1). La terapia (MDI) *Multiple Daily Injections*, combina insulina de acción lenta para mantener un nivel basal de insulina, con insulina rápida para compensar las ingestas, en la terapia (CSII) *Continuous Subcutaneous Insulin Infusion*, se emplea únicamente insulina rápida, dado que la infusión es continua, los dos tratamientos incrementan los episodios de hipoglucemia, y esto representa el principal temor de los pacientes, debido a que una hipoglucemia severa puede conllevar a un coma diabético (Bondia et al., 2010, p. 2). Los puntos en que se enfocan los tratamientos son, prolongar la vida, reducir los síntomas y prevenir complicaciones.

“Los avances tecnológicos en las últimas décadas en sistemas de medición continua de glucosa e infusión de insulina, han impulsado el desarrollo del páncreas artificial, o control automático de infusión de insulina” (Bondia et al., 2010, p. 1). El control automático de infusión de insulina (o páncreas artificial) se presenta como la solución tecnológica ideal para alcanzar los objetivos terapéuticos de la DT1, minimizando el número de hipoglucemias y liberando al paciente de la gran carga del autocontrol (Bondia et al., 2010, p. 2).

La comunidad internacional por medio de universidades, fundaciones, centros de investigación principalmente de estados unidos y Europa, además de empresas como DexCom, Medtronic entre otras, realizan contribuciones al desarrollo del páncreas artificial, tratando de dar solución a los desafíos más destacados que se presentan.

En la literatura se han presentado distintos métodos de ajuste de controladores PID para el problema del control de glucemia, mediante el uso de infusión de insulina en pacientes con DT1. Por ejemplo, (Bondia et al., 2010, p. 7) afirma: “El enfoque PID está representado por Medtronic Diabetes y su sistema de infusión de insulina fisiológico externo, conocido por sus siglas en inglés ePID (external Physiologic Insulin Delivery)”, un método basado en emular de la forma más cercana posible, el suministro de insulina de las células beta del páncreas (Bondia et al., 2010, p. 7). En donde el punto a favor para este método fue alejar a los pacientes de la hipoglucemia, y el punto en contra fue mantener los niveles de glucosa en mayor concentración a lo ideal (180 mg/dl) (Bondia et al., 2010, p. 7).

Otro ejemplo, (Bondia et al., 2010, p. 7) afirma: Una variante del algoritmo ePID es ePID-RI un sistema de infusión de insulina fisiológico externo con retroalimentación de insulina, conocido por sus siglas en inglés (external Physiologic Insulin Delivery - feedback Insulin). El punto a favor para este método fue alejar a los pacientes de la hipoglucemia y además mantener los niveles de glucosa por debajo del máximo recomendado (180 mg/dl), pero el punto en contra es que aún se presentan niveles por arriba del ideal (150 mg/dl) (Bondia et al., 2010, p. 8).

Un ejemplo adicional, (León Vargas et al., 2013) afirma: El control de la glucosa en sangre postprandial mediante un controlador PD híbrido adaptativo con limitación de insulina a bordo, es un método que reduce drásticamente el riesgo de presentar hipoglucemia, este control utiliza un controlador PD para una regulación robusta de la glucosa en escenarios realistas desafiantes. Este método es la solución que se presenta, para un circuito cerrado que tiene una respuesta típica de hiperglucemia en el periodo postprandial temprano, causada por un retraso en la absorción de insulina, seguido de esto se presenta una hipoglucemia causada por la sobreacción del control (León Vargas et al., 2013).

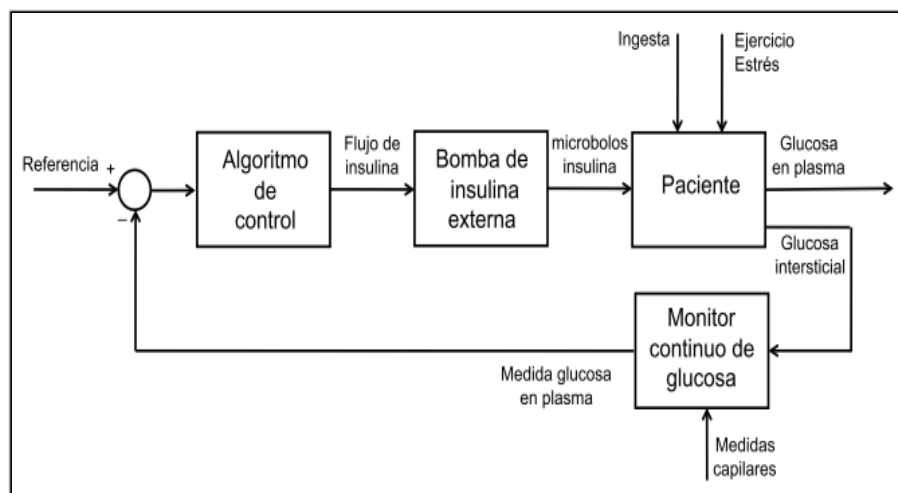
Por otra parte, el ajuste lambda es un método basado en modelos, se relaciona con el control interno de modelos (IMC) (Van Doren, 2013). Para poder aplicarlo se necesita que la dinámica del proceso se ajuste a un modelo autorregulado “estable”, o aun modelo de tipo integrador “no autorregulable”, para estas dos dinámicas de proceso hay muchas variantes de modelos que se pueden ajustar. El modelo autorregulado es el que se abordará en este trabajo de grado ya que cuenta con características de interés, una de ellas es que generalmente se puede aproximar a un modelo First Order Plus Dead Time (FOPDT).

La dinámica de proceso del modelo autorregulado, se caracteriza típicamente a partir de la prueba “curva de reacción” en este caso insulina-glucosa, en modo manual (Lazo abierto), que se basa en forzar la variable de proceso, por medio de una señal tipo “escalón” para estabilizarla en un nuevo valor (Van Doren, 2013). Con el proceso ya caracterizado (obtenido el modelo FOPDT), se puede dar inicio al ajuste del controlador, el ajuste que brinda este método da una respuesta no oscilatoria a los cambios de (punto de consigna) y perturbaciones que se agreguen al proceso (Van Doren, 2013). Se hará uso de la guía de ajuste PID para procesos autorregulados (Cooper, 2005).

Para concluir, el páncreas artificial se compone de un monitor continuo de glucosa (sensor), una bomba de insulina (actuador), y un algoritmo de control que determina la cantidad de insulina que se debe suministrar continuamente al paciente (Controlador), tal como se muestra en la Figura 1.

Figura 1

Concepto de Páncreas Artificial



Nota. Reproducida de bucle de control básico en la ruta s.c-s.c, de Bondia et al, 2010, <https://doi.org/10.4995/RIAI.2010.02.01>.

En este trabajo de grado se propuso la evaluación de alternativas de ajuste de controladores tipo PID (Ogata, 2010) a partir del método Lambda, con el fin de determinar si su aplicación al problema del control de glucemia puede ser favorable. Los resultados de dicha implementación serán evaluados sobre un simulador aprobado por la (FDA) (*Food and Drug Administration* de Estados Unidos) (Dalla Man et al., 2014).

1.4 Antecedentes de estrategias de sintonización de controladores PID

En Steil et al. (2008), se desarrolla un control de administración de Insulina de circuito cerrado totalmente automatizado versus control híbrido semiautomatizado en pacientes pediátricos con diabetes tipo 1 utilizando un páncreas artificial. El controlador se ajusta con base a (Steil et al., 2006), con todo lo anterior conviene comentar que algunos parámetros estandarizados del controlador se definieron con base a (Steil et al., 2008), este ajuste se indica a continuación: la ganancia K_p se estableció individualmente, a causa del requerimiento diario de insulina (DIR), en unidades por kilogramo por día, como se ilustra en la ecuación 1, la ecuación 2 representa el cálculo de DIR.

“Desde las 6 A.M. hasta las 10 P.M, T_D y T_I se establecieron en 90 min y 450 min respectivamente” (Steil et al., 2008).

$$K_p = \frac{DIR}{\frac{\text{Factor} * T_D}{1000}} \quad (1)$$

Dónde:

K_p = Ganancia proporcional del controlador

DIR = Requerimiento de insulina diaria sobre el peso del paciente en “Kg”.

Factor = Parámetro de corrección de glucosa, (es análogo a las reglas “1500” o “1800” que se mencionan en (Steil et al., 2006)).

T_D = Tiempo derivativo

- Cálculo de DIR

$$DIR = \frac{\text{Requerimiento diario de insulina en unidades}}{\text{Peso en (kg) del paciente}} \quad (2)$$

El algoritmo que realiza el suministro de insulina fisiológica de manera externa es un controlador PID por medio de sus tres componentes: proporcional (P), integral (I), derivativo (D). Las ecuaciones en tiempo discreto que reconstruyen este controlador $PID(n) = P(n) + I(n) + D(n)$ se indican a continuación. “De acuerdo con las ecuaciones, (n) denota el tiempo de muestreo del valor de la glucosa del minuto más reciente y (n-1) el tiempo de muestreo anterior” (Steil et al., 2008).

$$P(n) = K_p * [G(n) - \text{target}] \quad (3)$$

Dónde:

$P(n)$ = Componente proporcional

K_p = Ganancia proporcional

$G(n)$ = Variable de proceso (Concentración de glucosa en plasma)

Target = Punto de consigna del proceso

$[G(n) - \text{target}]$ = Error negativo del sistema

$$I(n) = I(n - 1) + \frac{K_p}{T_I} * [G(n) - \text{target}] \quad (4)$$

Dónde:

$I(n)$ = Componente integral

$I(n - 1)$ = Bloque integrador

K_p = Ganancia proporcional

T_I = Tiempo integral

$G(n)$ = Variable de proceso (Concentración de glucosa en plasma)

Target = Punto de consigna del proceso

$[G(n) - \text{target}]$ = Error negativo del sistema

$$D(n) = K_p * T_D * dGdT(n) \quad (5)$$

Dónde:

$D(n)$ = Componente derivativo

K_p = Ganancia proporcional

T_D = Tiempo derivativo

$dGdT(n)$ = Derivada de la variable de proceso (Concentración de glucosa en plasma)

Al llegar a este punto se debe agregar que la componente (P) proporcional suministra insulina cuando la concentración de glucosa en plasma es elevada, y la reduce cuando la glucosa en sangre está por debajo del punto de consigna. Así mismo la componente (I) integral también realiza una actividad de suministro de insulina comparable a la basal cuando la glucosa en sangre

está en el punto de consigna. Por último se tiene la componente (D) derivativa que se encarga de suministrar insulina cuando la glucosa aumenta y reduce la insulina cuando la glucosa disminuye, esto sirve para estabilizar el sistema debido a que cualquier cambio en la concentración de glucosa desencadena un cambio en el suministro de insulina; el suministro total de insulina está a cargo de las tres componentes del controlador PID (Steil et al., 2006).

En relación con la ganancia $K_p = \text{DIR}/135$, vale la pena aclarar que su denominador en este trabajo de grado se establece en “135”, esto con base a (Steil et al., 2008). Dicho de otro modo, su obtención parte del factor de corrección de glucosa, o las denominadas reglas “1500” que pueden ir hasta los “2200”, esto dependerá de la sensibilidad insulínica del usuario y de qué tan agresivo se desee realizar el ajuste, ya que estas reglas son un método empírico de control solamente proporcional, el cual se basa en la corrección de la hiperglucemia en lazo abierto por medio de un bolo corrector.

Ahora bien, el valor de “135” que se establece en la estimación de la ganancia K_p , se puede observar en el denominador de la ecuación 1; este valor se obtiene de la siguiente forma:

$$135 = \frac{1500 * 90 \text{ min}}{1000} \quad (6)$$

Dónde:

1500 = Parámetro de corrección de glucosa (factor), (es análogo a las reglas “1500” o “1800” que se mencionan en (Steil et al., 2006)).

90 = Tiempo derivativo (T_D), (parámetro estandarizado en (Steil et al., 2008)).

En León Vargas et al. (2013), se desarrolla un control de la glucosa en sangre postprandial mediante un controlador PD híbrido adaptativo con limitación de insulina a bordo; por medio de tres pruebas clínicas se sintonizan los principales parámetros del controlador PD adaptativo. La ganancia proporcional se ajusta en proporción a la dosis total diaria de insulina (ITDD), como se ilustra en la siguiente ecuación:

$$K_p = \frac{60}{T_D} \frac{I_{TDD}}{1500} \quad (7)$$

Dónde:

K_p = Ganancia proporcional

T_D = Tiempo derivativo

ITDD = Dosis total diaria de insulina (Insulina basal + dosis de insulina en forma de bolos)

60 = Constante de conversión (horas & minutos)

1500 = Parámetro de corrección de glucosa (factor), (es análogo a las reglas “1500” o “1800” que se mencionan en (Steil et al., 2006)).

“Donde la ITDD se obtiene utilizando un protocolo de 200 g de CHO distribuidos en 40g, 80g y 80g a las 8:00, 13:00 y 19:00 respectivamente. El tiempo derivativo T_D se estableció en 90 min para todos los pacientes” (León Vargas et al., 2013). La acción integral para este controlador es reemplazada por la insulina basal.

1.5 Objetivos

1.5.1 *Objetivo general*

- Evaluar el desempeño de controladores PID, ajustados con la estrategia Lambda Tuning, para el control de glucemia de pacientes virtuales con diabetes tipo 1.

1.5.2 *Objetivo específico*

- Determinar modelos de primer orden más tiempo muerto (FOPDT) que representen de forma aproximada la dinámica insulina-glucosa en estado estable de pacientes virtuales adultos con DT1 del simulador Uva-Padova
- Implementar dos configuraciones de controladores PID en el simulador Uva-Padova para el control de glucemia: PID y PD-basal.
- Evaluar y analizar el desempeño presentado por ambas configuraciones de control PID, sintonizadas a través del método Lambda Tuning.

1.6 Justificación

Gracias a este proyecto se pretende determinar la aplicabilidad del método Lambda, usado comúnmente en el ajuste industrial de controladores PID, para la regulación de la glucemia de pacientes con DT1 mediante sistemas de control PID.

El autor de este trabajo de grado ha verificado previamente que, a la fecha, dicho método no ha sido aplicado en el control de glucemia. Se realizaron consultas en bases de datos como: Elsevier, Science Direct, Research Gate, Scopus, se ingresaron los siguientes algoritmos de búsqueda en inglés: “lambda tuning” + “PID” + “blood glucose control”, y en español: “ajuste lambda” + “PID” + “control de glucemia” y no se obtuvieron resultados de interés.

Contar con alternativas prácticas para el ajuste de controladores PID que puedan presentar un buen desempeño en el control de glucemia, permitiría que nuevos sistemas de Páncreas artificial sean desarrollados. Se pretende evaluar el alcance de este método de sintonización y determinar bajo cuáles condiciones es viable su implementación.

Las configuraciones de los controladores PID que se estudiarán en este trabajo son en particular el PD-Basal usado en (León Vargas et al., 2013) , y el PID usado en (Steil et al., 2006).

2. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se establecen conceptos, que principalmente indican la teoría necesaria para comprender este trabajo.

2.1 Diabetes

La DT1, es una enfermedad crónica en la que el sistema inmunitario ataca a las células beta del páncreas que producen la insulina. Un primer aspecto de lo anterior, es que en consecuencia el cuerpo no podrá producir insulina o la cantidad que produce no es suficiente para contrarrestar los niveles de concentración de glucosa en plasma elevados “hiperglucemia” (International Diabetes Federation, 2019).

Hay que mencionar que no se entienden aún, las causas del porqué se produce la alteración en donde se destruyen las células beta del páncreas, una posible explicación estaría relacionada con sensibilidad genética y aun desencadenante ambiental, como podría ser una infección vírica, se debe agregar que algunas toxinas o factores alimenticios podrían estar implicadas en la alteración autoinmunitaria (International Diabetes Federation, 2019).

La DT1 es una de las enfermedades crónicas más comunes en la infancia, ahora bien, esta se puede presentar con más frecuencia en edades tempranas de la adolescencia. Las personas que padecen esta enfermedad deberán llevar un plan estructurado de autocontrol, dicho de otro modo, las personas que no cuenten con los recursos económicos para obtener las herramientas que ayudan a seguir este autocontrol presentaran una grave incapacidad y podrían morir prematuramente, debido al efecto dañino “cuerpos cetónicos” de las sustancias que se forman en el cuerpo (International Diabetes Federation, 2019).

Es importante dejar claro que diagnosticar a personas con DT1 en ocasiones resulta difícil, por esta razón se requieren exámenes adicionales para distinguir entre el tipo 1 y tipo 2 u otros tipos de diabetes. Los síntomas característicos de la DT1 se presentan en la Figura 2.

Figura 2

Síntomas Característicos de la DT1



Nota. Reproducida de International Diabetes Federation, 2019, <https://diabetesatlas.org/es/>.

2.2 Controladores PID y PD-basal

Karl Johan et al, afirma: “el controlador PID se ha desarrollado a lo largo de un período de tiempo que se extiende al menos 260 años”. Al respecto conviene decir que en la actualidad lo podemos encontrar en muchos formatos en donde se ha comprobado su desempeño, a la hora de resolver un amplio panorama de problemas de control. Hay variantes que se difieren del controlador PID, debido a que se utilizan en procesos en donde se necesita de un mecanismo más sofisticado para la predicción, (Karl Johan et al., 2009).

El controlador PID, calcula su acción de control basándose en los errores de control pasados, presentes y futuros. De modo que esta acción de control se basa en la suma de tres términos que representan el pasado, acción integral del error (Componente Integral), el presente (Componente Proporcional) y el futuro (Componente Derivativo) (Karl Johan et al., 2009). La expresión matemática que representa a el controlador PID se puede expresar como se ilustra en la ecuación 8, ver Figura 3 para observar la correspondencia de las acciones de control.

$$u(t) = K_c \left(e(t) + \frac{1}{T_I} \int_0^t e(t) dt + T_D \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (8)$$

Dónde:

$u(t)$ = Acción de control

K_c = Ganancia proporcional del controlador

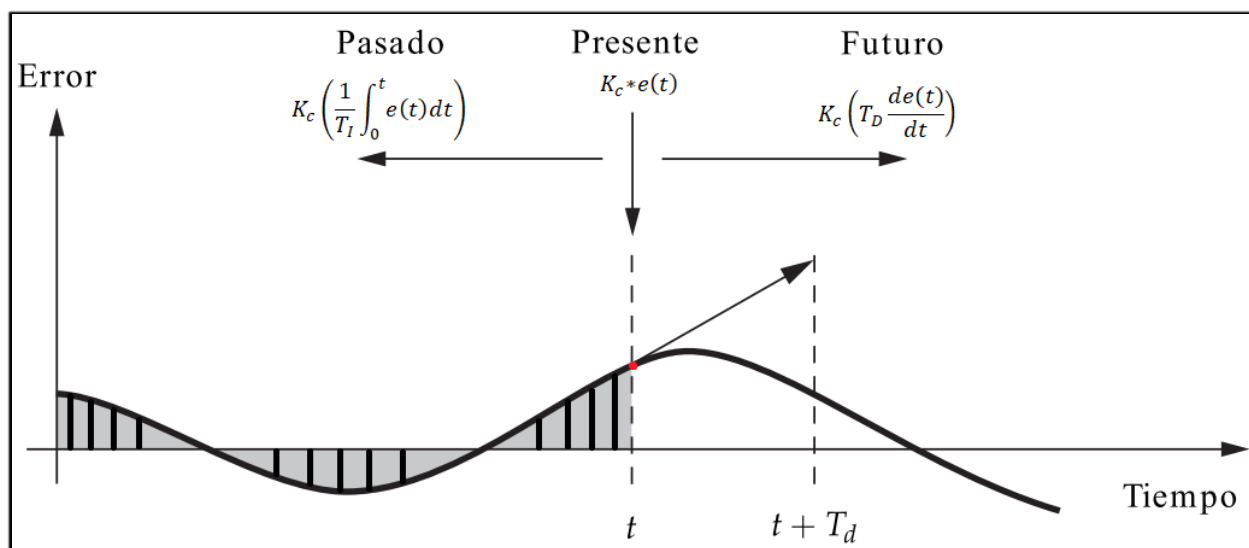
$e(t)$ = Error del sistema

T_I = Tiempo integral

T_D = Tiempo derivativo

Figura 3

Acciones de Control del Controlador PID a Través del Tiempo



Nota. Adaptada de Karl Johan et al, 2009.

Por lo que se refiere a las componentes que reconstruyen al controlador PID, se tiene a la acción proporcional que se aproxima al punto de consigna reduciendo en gran medida el error, sin embargo, no logra establecerse en el punto de consigna, ver la ecuación 9 que representa este comportamiento. Otro rasgo del controlador PID es su acción integral, que soluciona la desventaja de la acción proporcional, llevando la salida del sistema al punto de consigna especificado, en donde el error en estado estacionario siempre será de cero, esta acción de control toma los datos del error pasado y los va integrando en el tiempo, “es decir va acumulando el error del pasado”, ver ecuación 10. Por último, se tiene a la acción derivativa, que en otras palabras es la encargada

de realizar una mejora al ajuste brindando más estabilidad en lazo cerrado, por medio de una capacidad anticipativa, utilizando una predicción lineal del error, ver la ecuación 11 que representa este comportamiento.

$$u(t) = K_c * [target - y] = K_c * e(t) \quad (9)$$

Dónde:

$u(t)$ = Acción de control proporcional

K_c = Ganancia proporcional del controlador

Target = Punto de consigna del proceso

y = Variable de proceso

$[target - y]$ = Error del sistema

$$u(t) = K_c \left(\frac{1}{T_I} \int_0^t e(t) dt \right) \quad (10)$$

Dónde:

$u(t)$ = Acción de control integral

K_c = Ganancia proporcional del controlador

T_I = Tiempo integral

$e(t)$ = Error del sistema

$$u(t) = K_c \left(T_D \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (11)$$

Dónde:

$u(t)$ = Acción de control derivativa

K_c = Ganancia proporcional del controlador

T_D = Tiempo derivativo

$e(t)$ = Error del sistema

En cuanto al controlador PD-basal se puede indicar que es una variante del controlador PID, que utiliza las mismas estructuras de las ecuaciones 9 y 11, para sus componentes (Proporcional) y (Derivativo) respectivamente. Dicho de otro modo, el controlador PD-basal contará con los mismos parámetros (Proporcional), (Derivativo) del controlador PID, sin embargo, su acción integral será reemplazada por la insulina basal, lo cual significa que ahora se tendrá un suministro constante de insulina sin retardos proporcionados por la acción integral. En definitiva, esto ayudará al controlador a evitar la hipoglucemia postprandial tardía (León Vargas et al., 2013).

$$u(t) = K_c \left(e(t) + T_D \frac{de(t)}{dt} \right) + I_{basal} \quad (12)$$

Dónde:

$u(t)$ = Acción de control

K_c = Ganancia proporcional del controlador

$e(t)$ = Error del sistema

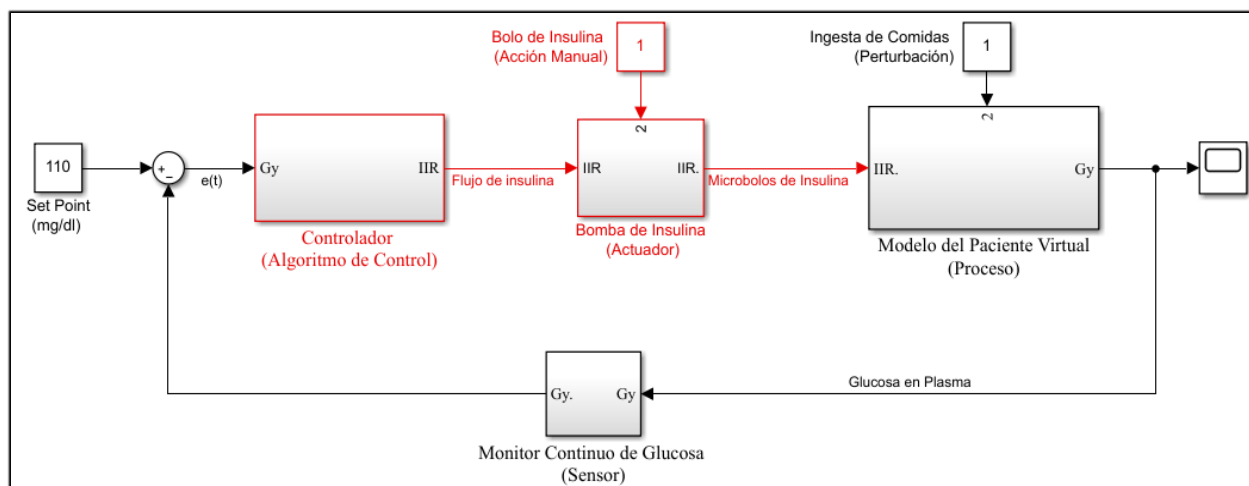
T_D = Tiempo derivativo

I_{basal} = Insulina basal

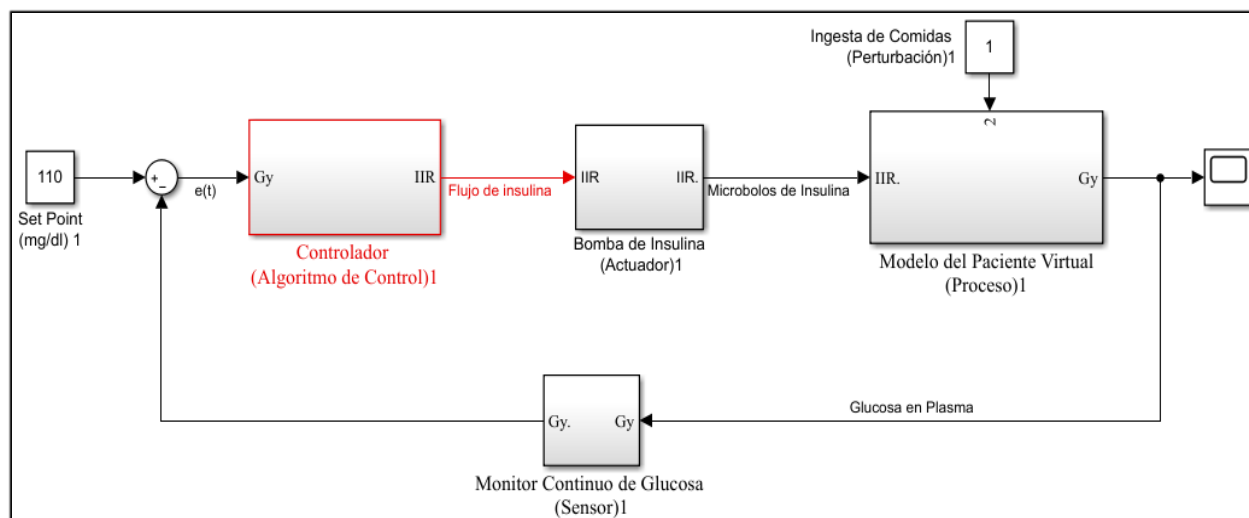
- Configuraciones de control Full closed-loop e híbrida

En desarrollos relacionados con el páncreas artificial, se implementan normalmente configuraciones que ejercen una acción de control para regular la concentración de glucosa en plasma. En primer lugar, se presenta la configuración híbrida la cual desarrolla su acción de control mediante el controlador de manera automática, esto estabiliza la glucosa en sangre en el punto de consigna objetivo, paralelamente esta configuración hace uso de una acción externa manual ejecutada por el paciente mediante la bomba de insulina, que previo a las comidas suministra un bolo de insulina, ver Figura 4, por consiguiente, esto representa una acción de control compartida.

En segundo lugar, se encuentra la configuración Full closed-loop la cual se caracteriza por realizar su acción de control exclusivamente en automático, por medio de su algoritmo de control, ver Figura 5. Lo que se busca desarrollar son sistemas completamente automáticos, en futuras versiones del páncreas artificial.

Figura 4*Configuración de Control Híbrida*

Nota. Adaptada de bucle de control básico en la ruta s.c-s.c, de Bondia et al, 2010, <https://doi.org/10.4995/RIAI.2010.02.01>.

Figura 5*Configuración de Control Full Closed-Loop*

Nota. Adaptada de bucle de control básico en la ruta s.c-s.c, de Bondia et al, 2010, <https://doi.org/10.4995/RIAI.2010.02.01>.

2.3 Sintonización lambda

Acercas de la sintonía lambda se puede comentar que es un método sencillo que se utiliza con frecuencia en la industria de procesos, dando resultados favorables a procesos de presión, nivel y temperatura; se debe agregar que la industria de procesos incluye productos químicos, refinación, petróleo, gas, energía, metales, minería, y oleoductos entre otros. Este método es de utilidad para procesos en donde el punto de consigna no deba ser sobrepasado y se quieran evitar oscilaciones en la variable de proceso. La elección del parámetro de desempeño lambda se seleccionará dependiendo del proceso que se esté abordando (Karl Johan et al., 2009).

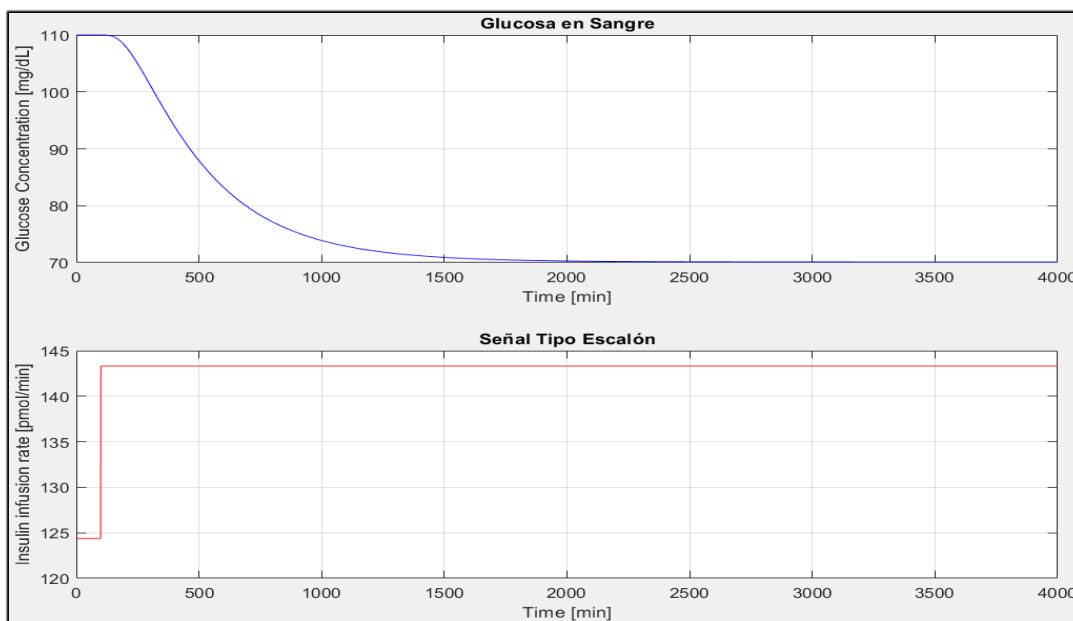
Inicialmente el nombre de este ajuste se deriva de la letra griega lambda (λ), que indica un parámetro de desempeño (tiempo de respuesta en lazo cerrado), al respecto conviene decir que este parámetro lo indica el usuario. El parámetro lambda le indica al controlador cuanto tiempo se debe demorar la variable de proceso para completar un cambio de punto de consigna sin oscilaciones. Cabe mencionar que las matemáticas detrás del ajuste lambda utilizan la cancelación del polo cero para lograr una respuesta de bucle cerrado (Van Doren, 2013).

El siguiente ejemplo contempla una región de normoglucemia a hipoglucemia 110 mg/dl a 70 mg/dl. Para implementar el método lambda se debe realizar la prueba curva de reacción que encuentra el comportamiento dinámico de un proceso tal y como se ilustra en la Figura 6. La prueba se basa en forzar la variable de proceso (glucosa en plasma), por medio de una señal de tipo “escalón” (insulina), para estabilizar la variable de proceso en un nuevo valor (puntos de operación).

El método lambda hace uso de un modelo de primero más tiempo muerto ecuación 13. Por tanto, los parámetros (K_p , T_p , Θ_p) de un modelo FOPDT se pueden sintonizar a partir del comportamiento dinámico del proceso de la Figura 6 en virtud de un análisis gráfico (Cooper, 2005, Chapter 3), el resultado que se obtiene se ilustra en la ecuación 14.

Figura 6

Comportamiento Dinámico del Proceso que Contempla una Región de Normoglucemia a Hipoglucemia (110 mg/dl a 70 mg/dl)



$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{K_p}{T_p s + 1} e^{-\theta_p} \quad (13)$$

Dónde:

$y(s)$ = Variable de proceso medida

$u(s)$ = Señal de salida del controlador

K_p = Ganancia del proceso

T_p = Constante de tiempo del proceso

Θ_p = Tiempo muerto del proceso

- Modelo FOPDT:
$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{-2.11}{351.92s+1} e^{-110} \quad (14)$$

Ahora con el proceso ya caracterizado (obtenidos los parámetros del modelo FOPDT) se puede dar inicio al ajuste del controlador PID mediante la guía de ajuste para procesos autorregulados (estables), ver [Anexo D](#). A modo de ejemplo se menciona lo siguiente: el método de ajuste lambda se resume en las Figuras D1 y D2 que se encuentran en el [Anexo D](#), en donde se siguen unas recomendaciones para el ajuste y la elección del grado de agresividad del controlador (agresivo, moderado, conservativo) que se desea sintonizar. El parámetro que influye directamente en el modo de ajuste del controlador es el τ_c (constante de tiempo de lazo cerrado) y este se elige en función del valor de T_p o Θ_p . A partir del valor de τ_c y de los parámetros que se hallaron para el modelo FOPDT, se procede a calcular los valores de las ganancias del controlador PID.

Por ejemplo: se realiza la sintonización para el controlador PID en su modo agresivo. En donde τ_c está en función de T_p tomando un valor de 0.1 de T_p queriendo decir con esto que se estará tomando un 10 % del valor de T_p para asignarlo a τ_c ver ecuación 15. El valor de 0.1 lo estable la guía de ajuste lambda para el modo de ajuste agresivo.

$$\text{El 10\% de } T_p \text{ seria} = 351.92 * 0.1 = 35.192 \quad (15)$$

Ahora que se han obtenido todos los parámetros (τ_c , K_p , T_p y θ_p) se procede a reemplazar valores según corresponda a lo que se plantea en la Figura 7, para obtener como resultado al controlador PID en su modo de ajuste agresivo tal y como se ilustra en la Figura 8. (el usuario elige que controlador desea sintonizar a partir de la guía de ajuste).

Figura 7

Controlador PID Ideal

PID Ideal	$\frac{1}{K_P} \left(\frac{\tau_P + 0.5\theta_P}{\tau_C + 0.5\theta_P} \right)$	$\tau_P + 0.5\theta_P$	$\frac{\tau_P \theta_P}{2\tau_P + \theta_P}$
------------------	--	------------------------	--

Nota. Adaptada de Cooper, 2005

Figura 8

Controlador PID Ajustado a Partir del Comportamiento Dinámico del Proceso que Contempla una Región de Normoglucemia a Hipoglucemia (110 mg/dl a 70 mg/dl) en Modo de Ajuste Agresivo

Sintonización Agresiva	
K_c (Ganancia Controlador)	-2,14 (pmol/min)/(mg/dl)
τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s
τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s

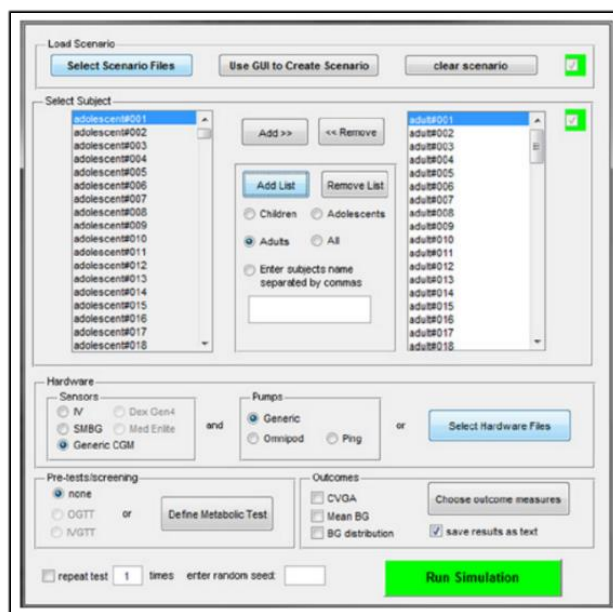
2.4 Simulador Uva-Padova

El simulador Uva-Padova fue desarrollado por grupos de investigación de la universidad de Virginia y Padova. Este simulador se ha utilizado con éxito por grupos de investigación en el ámbito académico, los resultados de estas investigaciones se han publicado en múltiples revistas que se han revisado por el portal de archivos españoles (PARES) (Dalla Man et al., 2014).

La versión básica del simulador incluye 10 pacientes con su respectivo paciente promedio, para los grupos etarios de niños, adolescentes y adultos, (Dalla Man et al., 2014). La Figura 9 muestra la interfaz de usuario del simulador Uva-Padova. En el [Anexo A](#) se puede encontrar información relevante respecto al simulador.

Figura 9

Interfaz de Usuario Simulador Uva-Padova 2013



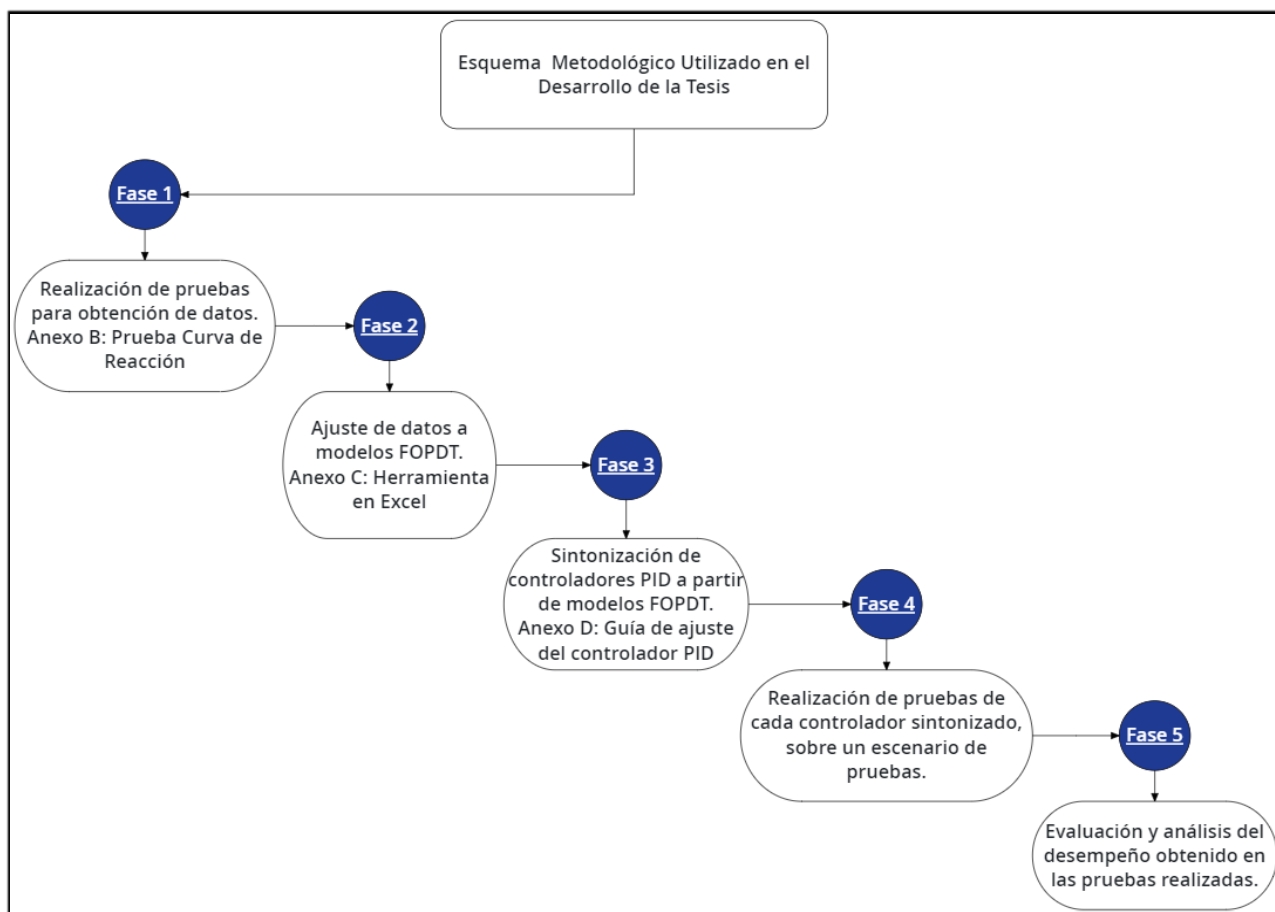
Nota. Reproducida de Dalla Man et al., 2014, <https://doi.org/10.1177/1932296813514502>.

3. DISEÑO METODOLÓGICO

En este capítulo se expone la metodología que se planteó para este trabajo de grado. La Figura 10 presenta un resumen a través de un esquema que permite identificar las fases que se tuvieron en cuenta.

Figura 10

Esquema Metodológico Utilizado en el Desarrollo de la Tesis



3.1 Fase de determinación de modelos FOPDT

En esta fase se realizó una revisión de la literatura sobre los modelos FOPDT. Los cuales son utilizados para ajustar las ganancias del controlador PID, de acuerdo con el método lambda.

Los modelos FOPDT se obtienen por medio de los puntos de operación y la prueba “curva de reacción”, luego del ajuste mediante una herramienta programada en Ms Excel, ver [Anexo C](#). Los puntos de operación que se definieron tuvieron como base a la clasificación de la concentración de glucosa en plasma. En el [Anexo B](#), se puede encontrar información del protocolo desarrollado para la prueba “curva de reacción”.

Para estas pruebas fue necesario contar con el vector de datos que se encuentra en el espacio de trabajo “workspace” de MATLAB, allí se encuentran los datos de insulina, de la glucosa y del tiempo de simulación.

3.2 Fase de implementación de configuraciones de control

En esta fase se realizó una revisión de la literatura sobre los controladores PID, PD-basal, y las configuraciones de control que normalmente se implementan en desarrollos relacionados con el páncreas artificial. Paralelamente se reconocieron conceptos teórico-prácticos que fundamentan a los controladores, y a las configuraciones de control, [ver sección 2.2](#).

Posteriormente se efectuó una revisión cualitativa sobre los recursos que ofrece el simulador Uva-Padova; tales como: su entorno gráfico de programación, métricas de desempeño, herramientas para el desarrollo de pruebas in-silico, librerías. En el [Anexo A](#), se mencionan los bloques que conforman a las configuraciones de control implementadas, además se comentan los modos manual y automático.

Esta fase se terminó con la implementación de los controladores PID, PD-basal y las configuraciones de control en el simulador Uva-Padova, [ver literal 4.2](#).

3.3 Fase de evaluación y análisis del desempeño de las configuraciones de control

En esta fase se realizó una revisión de la literatura sobre el método lambda Tuning con el fin de adquirir un conocimiento detallado sobre esta estrategia de sintonización. Posteriormente se establecieron las condiciones de un escenario de pruebas que permitió evaluar el desempeño de los controladores PID y PD-basal ajustados con el método lambda.

Se evaluaron dos configuraciones de control de glucemia: una full closed-loop y una híbrida, para el controlador PID y el PD-basal, a partir del escenario de pruebas establecido. Se midió el desempeño en función del tiempo en rango “tiempo en normoglucemia”. La seguridad obtenida con cada controlador y cada configuración se midió en función del porcentaje de tiempo en hipoglucemia. Ambos controladores, PID y PD-basal, fueron ajustados con el método lambda y con otra estrategia.

Adicionalmente, se evaluó el desempeño de los controladores que presentaron un mejor rendimiento, sometiéndolos a un nuevo escenario con al menos tres comidas al día.

4. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de la metodología.

4.1 Resultados de la fase uno

Tal cómo se menciona en la [sección 3.1](#), se establecieron puntos de operación del sistema para determinar modelos FOPDT que puedan ser usados en la sintonización de controladores. En este trabajo se tuvo en cuenta la clasificación de la concentración de glucosa en plasma para definir dichos puntos de operación. De acuerdo al consenso de (Danne et al., 2017), se establecieron los siguientes valores de glucosa por debajo de 70 mg/dl corresponde a la región de hipoglucemia, entre 70 y 180 mg/dl a la región de normoglucemia, y por encima de 180 mg/dl a hiperglucemia.

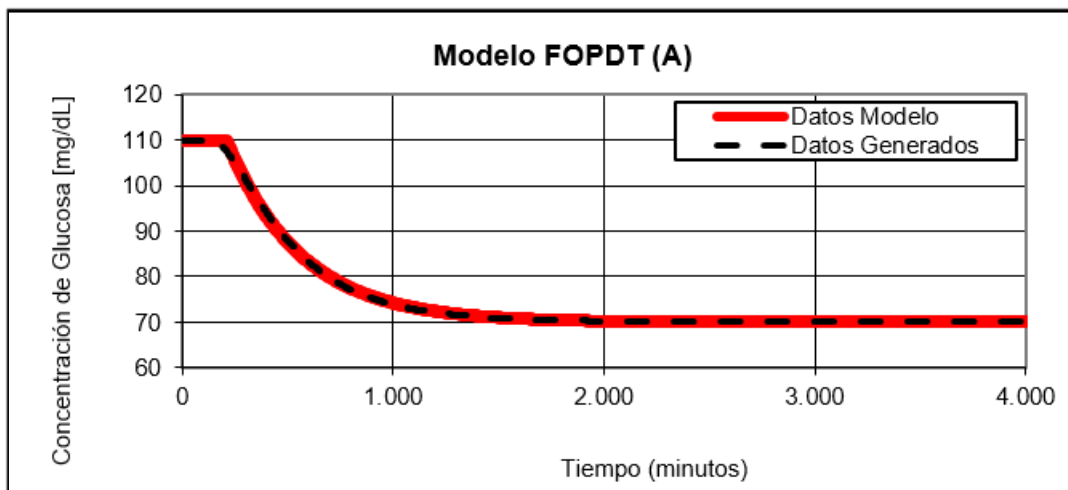
Por lo anterior, y teniendo en cuenta el valor de consigna de 110 mg/dl, se definieron los siguientes puntos de operación:

- ✓ Modelo A (De normoglucemia a hipoglucemia) – (110 mg/dl a 70 mg/dl)
- ✓ Modelo B (De normoglucemia a hiperglucemia) – (110 mg/dl a 180 mg/dl)
- ✓ Modelo C (De hiperglucemia a normoglucemia) – (180 mg/dl a 110 mg/dl)
- ✓ Modelo D (De hipoglucemia a normoglucemia) – (70 mg/dl a 110 mg/dl)

En el [Anexo B](#), se puede encontrar información relacionada con las condiciones en que se generaron los datos para obtener los modelos FOPDT de cada punto de operación definido. Para la obtención de los datos no se consideraron perturbaciones tales como comidas y todas las pruebas se realizaron en lazo abierto. Las Figuras 11 - 14 que se ilustran a continuación, corresponden a los datos obtenidos en las pruebas realizadas para cada punto de operación.

Figura 11

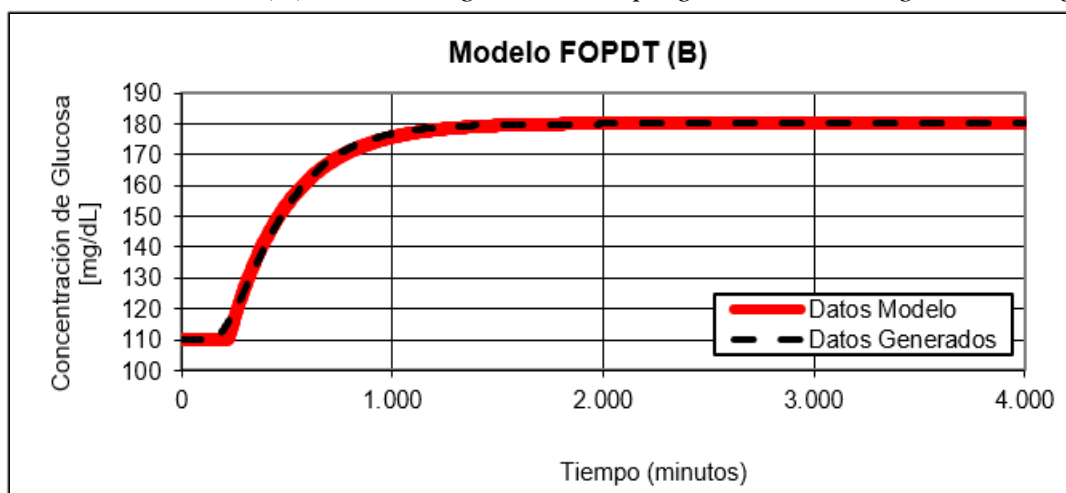
Ajuste del Modelo FOPDT (A) / De normoglucemia a hipoglucemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl



Nota. Línea de color negro punteada (datos generados) de acuerdo con las instrucciones presentes en el anexo B, y la línea de color rojo continua (datos modelo) se obtienen siguiendo las instrucciones del anexo C, para el modelo identificado.

Figura 12

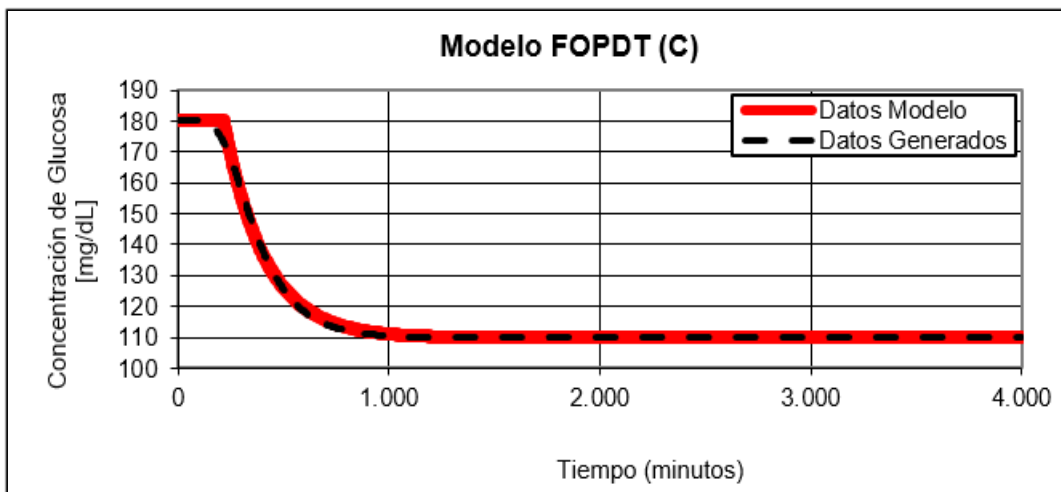
Ajuste del Modelo FOPDT (B) / De normoglucemia a hiperglucemia / 110 mg/dl a 180 mg/dl



Nota. Línea de color negro punteada (datos generados) de acuerdo con las instrucciones presentes en el anexo B, y la línea de color rojo continua (datos modelo) se obtienen siguiendo las instrucciones del anexo C, para el modelo identificado.

Figura 13

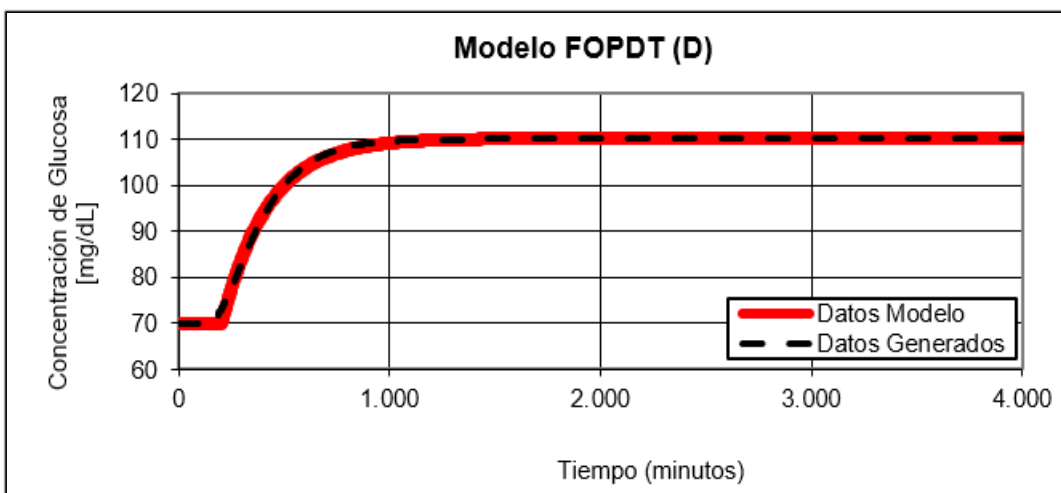
Ajuste del Modelo FOPDT (C) / De hiperglucemia a normoglucemia / 180 mg/dl a 110 mg/dl



Nota. Línea de color negro punteada (datos generados) de acuerdo con las instrucciones presentes en el anexo B, y la línea de color rojo continua (datos modelo) se obtienen siguiendo las instrucciones del anexo C, para el modelo identificado.

Figura 14

Ajuste del Modelo FOPDT (D) / De hipoglucemia a normoglucemia / 70 mg/dl a 110 mg/dl



Nota. Línea de color negro punteada (datos generados) de acuerdo con las instrucciones presentes en el anexo B, y la línea de color rojo continua (datos modelo) se obtienen siguiendo las instrucciones del anexo C, para el modelo identificado.

En el [Anexo C](#), se puede encontrar información del procedimiento para generar las gráficas antes mencionadas. Este anexo se encarga de almacenar los datos generados por la prueba “curva de reacción”, para el adulto promedio en los distintos puntos de operación. A modo de ejemplo, se realiza el ajuste del modelo FOPDT “A”. Primer paso: se debe trabajar con la herramienta de Ms Excel “**Modelo_FOPDT(Prueba)**”.

Segundo paso: utilizar el archivo “**Modelo_(A)**” generado en el anexo B. En él se guardan los datos de las tres variables principales que utiliza la herramienta: tiempo de simulación, entrada del proceso (Insulina) y salida del proceso (glucosa en plasma).

Tercer paso: importar los datos a la herramienta de Ms Excel. Estos se deben extraer de las columnas del tiempo, la entrada (insulina) y la salida (glucosa en plasma). Los datos deben ser colocados en las ubicaciones designadas por el archivo “**Modelo_FOPDT(Prueba)**”, tal como se muestra en la Figura 15. La línea divisoria de la Figura 15, muestra los datos iniciales y finales.

Figura 15

Datos del Punto de Operación A / En la Herramienta de MS Excel

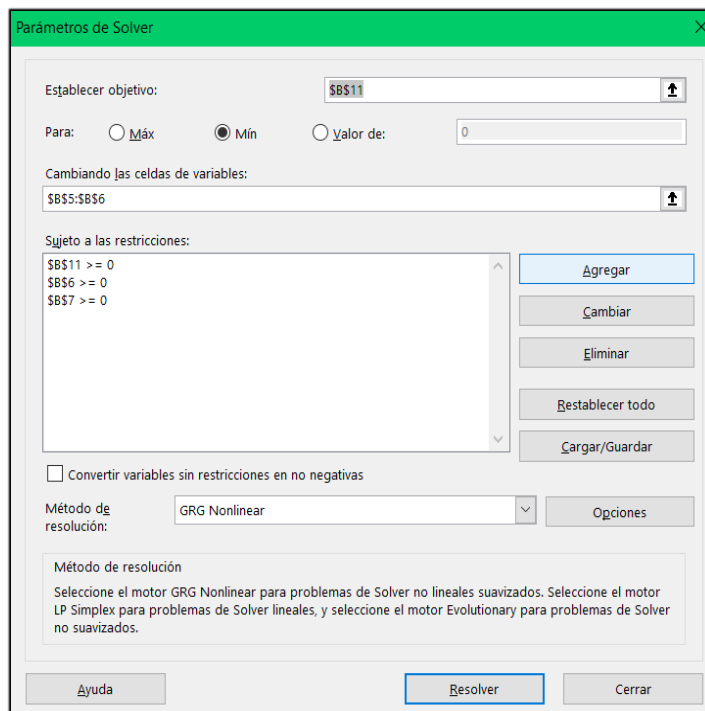
Datos Medidos		
Insertar Tiempo	Entrada Insulina basal	Salida (Valor medido de) glucosa
0	124,3643139	110
1	124,3643139	110
2	124,3643139	110
3	124,3643139	110
4	124,3643139	110
5	124,3643139	110
3998	143,3049989	70,11162537
3999	143,3049989	70,11162417
4000	143,3049989	70,11162297

Cuarto paso: El ajuste del modelo FOPDT por medio de la plantilla se puede realizar de manera manual. Del mismo modo pueden ser estimados los parámetros, pero de manera automática mediante la herramienta de Excel Solver. Con la cual se determinan los valores que minimizan, bien sea, la suma de los errores al cuadrado “ error^2 ”, o la suma de los errores absolutos “ $\text{abs}(\text{error})$ ”.

La herramienta de Ms Excel Solver (manera automática), realiza el ajuste iterativo de la minimización del error al cuadrado. Se utilizo como punto de referencia de la optimización de la herramienta a el error promedio al cuadrado, que se ajustó a dos cifras decimales fijas después de la coma decimal. La configuración que se utilizó en el Solver se muestra en la Figura 16.

Figura 16

Configuración Solver / Ajuste Automático



Como resultado se obtienen los parámetros del modelo FOPDT “A” ecuación 16 y la gráfica que representa el ajuste, esta se presentó anteriormente Figura 11. Replicar procedimiento para los demás modelos (puntos de operación).

La herramienta programada en Ms Excel permite estimar el valor de los parámetros que conforman a cada uno de los modelos FOPDT para cada punto de operación, a partir de un ajuste iterativo de la minimización del error cuadrático promedio. A continuación, se presentan los modelos FOPDT obtenidos para cada punto de operación definido:

- ✓ Modelo A / De normoglucemia a hipoglucemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl

$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{-2.11}{351.92s + 1} e^{-110} \quad (16)$$

- ✓ Modelo B / De normoglucemia a hiperglucemia / 110 mg/dl a 180 mg/dl

$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{-2.10}{284.20s + 1} e^{-122} \quad (17)$$

- ✓ Modelo C / De hiperglucemia a normoglucemia / 180 mg/dl a 110 mg/dl

$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{-1.72}{193.61s + 1} e^{-117} \quad (18)$$

- ✓ Modelo D / De hipoglucemia a normoglucemia / 70 mg/dl a 110 mg/dl

$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{-2.33}{216.59s + 1} e^{-105} \quad (19)$$

4.2 Resultados de la fase dos

Se implementaron los controladores PID y PD-basal en el simulador Uva-Padova. Los diagramas de bloques se observan en las Figuras 17 y 18, que corresponden a las ecuaciones [8](#) y [12](#). En la Figura 19 se observa la implementación del controlador de (Steil et al., 2006).

Figura 17

Implementación del Controlador PID en el Simulador Uva-Padova

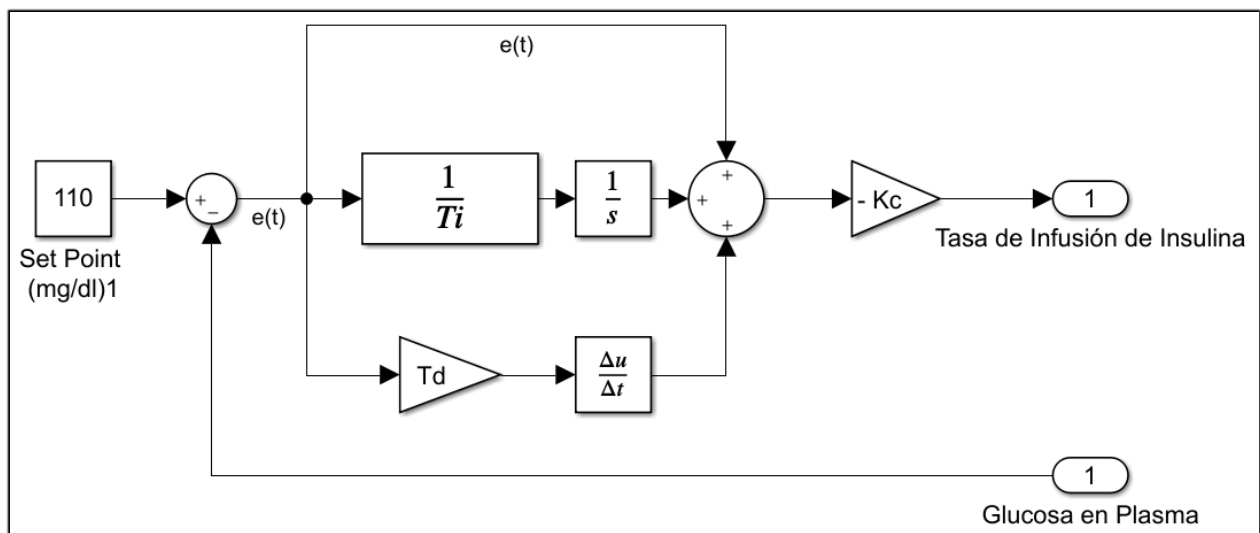


Figura 18

Implementación del Controlador PD-basal en el Simulador Uva-Padova

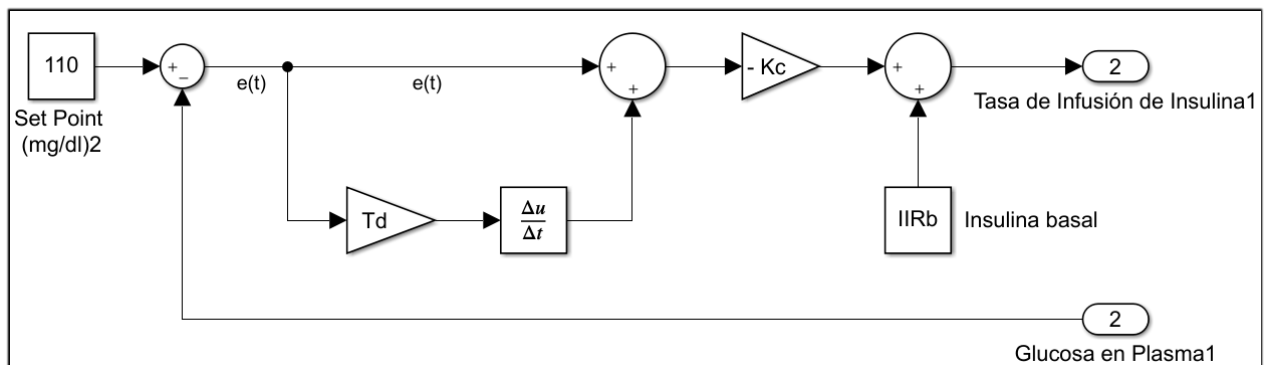
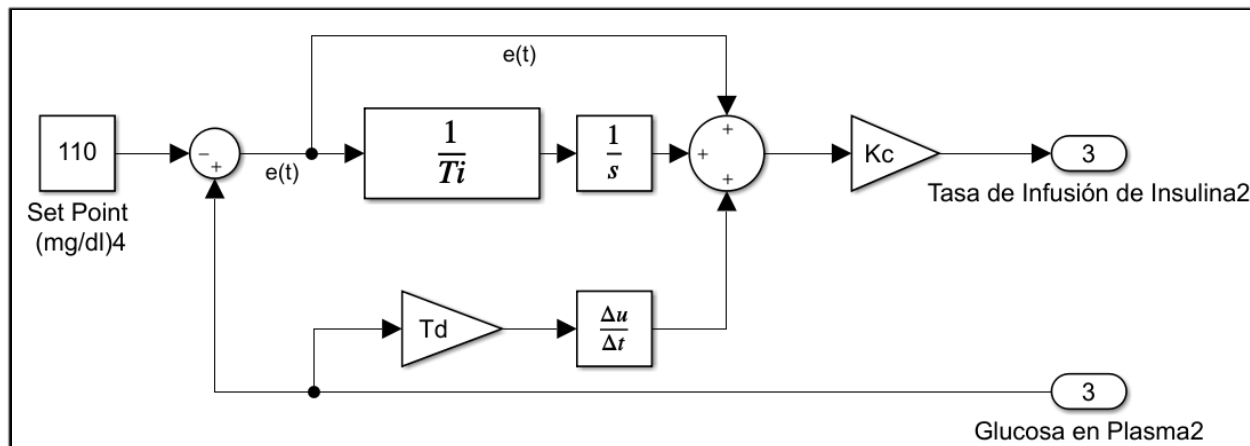


Figura 19

Implementación del Controlador de Steil (2006) en el Simulador Uva-Padova



Con base al estudio que realiza (Colmegna et al., 2018), se estipulo para este trabajo de grado un “punto de consigna” de 110 mg/dl ya que es un punto de inflexión entre dos regiones de cambio, a partir de la variación paramétrica del modelo del paciente. También vale la pena mencionar que el controlador PID y el de (Steil et al., 2006), se deben inicializar en su componente integral a la tasa basal del sujeto, al iniciar el control en lazo cerrado. De manera que esta condición inicial del bloque integrador se configura con la insulina basal sobre la ganancia del controlador que se esté evaluando.

- Implementación de las configuraciones de control Full closed-loop e híbrida

En este trabajo se implementó la configuración full closed-loop la cual realiza su acción de control exclusivamente a través de su algoritmo de control, mientras que la configuración híbrida desarrolla su acción de control de manera compartida, tal como se menciona en la [sección 2.2](#), esto

se puede visualizar en la Figuras 20 y 21 a través de los bloques resaltados en color rojo. Los bloques en color gris indican que el elemento resaltado de ese color está siendo omitido en la configuración.

Para que los diagramas de bloques mostrados en la Figuras 20 y 21, funcionen en la configuración full closed-loop e híbrida, es necesario que el “Switch1.1 y Switch1.3” ejecuten el modo automático (lazo cerrado) [Anexo A](#). El “cierre del lazo” está dado por la “Constant1. y Constant1.2” a través del “Switch1.1 y Switch1.2”.

Figura 20

Implementación de la Configuración de Control Full Closed-Loop en el Simulador Uva-Padova

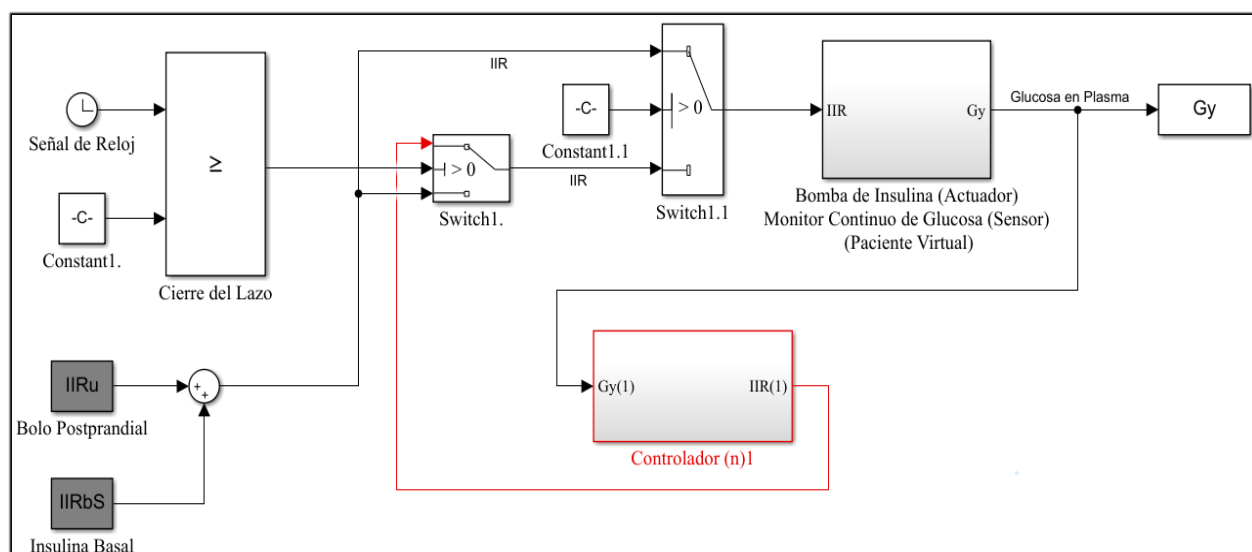
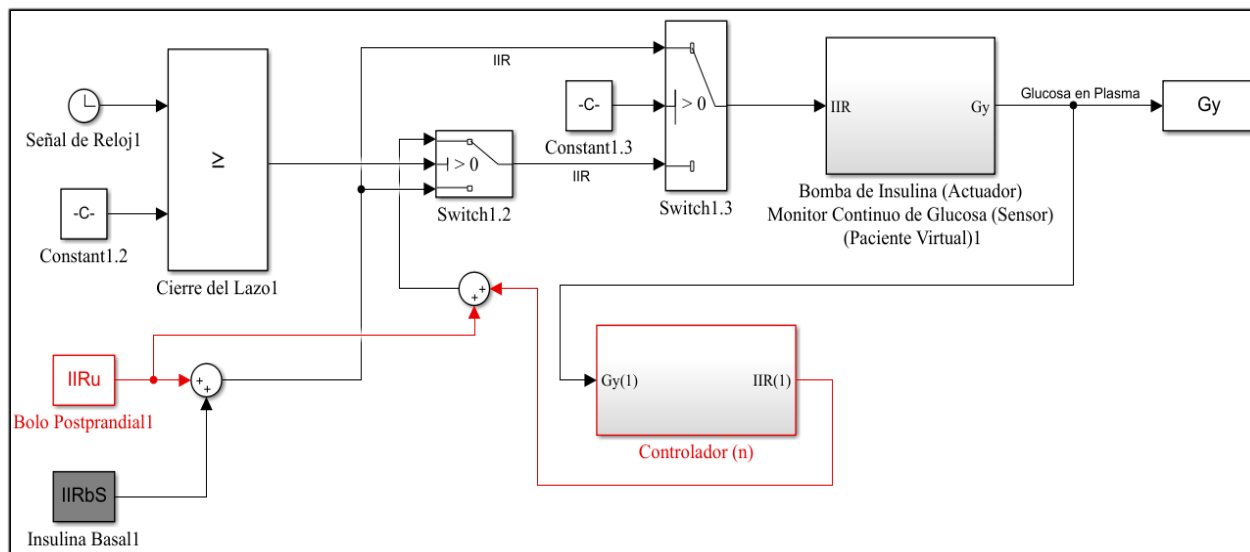


Figura 21

Implementación de la Configuración de Control Híbrida en el Simulador Uva-Padova



La simulación puede ser realizada inicialmente en lazo abierto y posteriormente en lazo cerrado, en donde las configuraciones de control Full closed-loop e híbrida se ejecutarán. Los bloques “Switch1.1 y Switch1.3” determinan el modo de ejecución del lazo de control: lazo abierto, lazo cerrado. Si el lazo abierto es seleccionado, los bloques correspondientes a bolo postprandial e insulina basal aplicarán la acción de control para corregir la concentración de glucosa en plasma. Si el lazo cerrado es seleccionado, el “controlador n” calculará la acción de control que posteriormente suministrará a través de la bomba.

Una explicación detallada de las variables de entrada y salida de los bloques que componen a las configuraciones de control, se puede encontrar en el [Anexo A](#).

4.3 Resultados de la fase tres

El **escenario de pruebas**: consistió en una simulación de veinte horas. Donde al minuto treinta se cierra el lazo de control. Posteriormente sobre las dos horas se realiza la ingesta de una comida de sesenta gramos. Para finalmente observar el desempeño del controlador durante diecinueve horas y treinta minutos. En el escenario de prueba no se considerarán variaciones en la sensibilidad insulínica, ni ruido del sensor.

Para las dos versiones de controladores PID evaluadas en este trabajo (PID y PD-basal), se realizó un ajuste para cada uno de los modelos obtenidos en los puntos de operación (A, B, C, D) definidos previamente a partir del método lambda, utilizando tres modos de sintonización (Agresivo, Moderado, Conservativo).

En el [Anexo D](#), se puede encontrar información relacionada con las condiciones en que se realiza la sintonización de los controladores PID a partir de los modelos FOPDT. La sintonización realizada deja como resultado a los controladores que se muestran en las Figuras 23 - 26. Finalmente el ajuste del controlador de (Steil et al., 2006) se realiza a partir de lo comentado en la [sección 1.4](#). A modo de ejemplo, se realiza el ajuste del controlador PID A. Primer paso: se debe trabajar con la plantilla “**Sintonización**” esta sigue las recomendaciones de la guía de ajuste para procesos autorregulados.

Segundo paso: utilizar, el archivo “**Modelo_FOPDT(A)**” generado en el anexo C. En él se guardan los parámetros (K_p , τ_p , Θ_p) del modelo FOPDT A.

Tercer paso: importar los parámetros a la plantilla. Estos se deben extraer de las celdas K_p (Ganancia del proceso), τ_p (Constante de tiempo), Θ_p (Tiempo muerto). Los datos deben ser colocados en las ubicaciones designadas por el archivo “**Sintonización**”, tal como se muestra en la Figura 22.

Cuarto paso: Generación en automático del controlador PID con sus parámetros (K_c , τ_i , τ_d). En los modos de ajuste agresivo, moderado y conservativo, ver Figura 23. El controlador PID ideal, es el seleccionado para realizar el ajuste en los distintos modos, ver Figura D2. Replicar procedimiento para los demás modelos FOPDT.

Figura 22

Parámetros del Modelo FOPDT (A) / En la Plantilla de Sintonización de Controladores PID

Modelo FOPDT (A)	
K_p (Ganancia Proceso)	-2,11
τ_p (Constante de Tiempo del Proceso)	351,92
Θ_p (Tiempo Muerto del Proceso)	110,00

Figura 23

Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (A) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.

Sintonización Agresiva		Sintonización Moderada		Sintonización Conservativa	
K_c (Ganancia Controlador)	-2,14 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,47 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,05 (pmol/min)/(mg/dl)
τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s	τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s	τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s
τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s

Figura 24

Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (B) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.

Sintonización Agresiva		Sintonización Moderada		Sintonización Conservativa	
K_c (Ganancia Controlador)	-1,84 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,48 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,06 (pmol/min)/(mg/dl)
τ_i (Tiempo Integral)	345,20 s	τ_i (Tiempo Integral)	345,20 s	τ_i (Tiempo Integral)	345,20 s
τ_d (Tiempo Derivativo)	50,22 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	50,22 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	50,22 s

Figura 25

Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (C) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.

Sintonización Agresiva		Sintonización Moderada		Sintonización Conservativa	
K_c (Ganancia Controlador)	-1,88 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,58 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,07 (pmol/min)/(mg/dl)
τ_i (Tiempo Integral)	252,11 s	τ_i (Tiempo Integral)	252,11 s	τ_i (Tiempo Integral)	252,11 s
τ_d (Tiempo Derivativo)	44,93 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	44,93 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	44,93 s

Figura 26

Sintonización de Controladores PID a Partir del Modelo (D) / Utilizando Tres Modos del Método Lambda.

Sintonización Agresiva		Sintonización Moderada		Sintonización Conservativa	
K_c (Ganancia Controlador)	-1,56 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,43 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,05 (pmol/min)/(mg/dl)
τ_i (Tiempo Integral)	269,09 s	τ_i (Tiempo Integral)	269,09 s	τ_i (Tiempo Integral)	269,09 s
τ_d (Tiempo Derivativo)	42,26 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	42,26 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	42,26 s

Al llegar a este punto se han obtenido con esto un total de cincuenta controladores evaluados sobre un escenario de prueba realista. Los resultados de las pruebas realizadas se verán representados en las tablas 1 – 4.

Tabla 1

Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop

Puntos de Operación	Agresiva	Moderada	Conservativa
Modelo A (De normoglucemia a hipoglucemia)	Mean BG = 110.9569 +- 0.53 Mean % Below = 6.48 Mean % Above = 8.87 Mean % Within = 84.64	Mean BG = 116.6376 +- 3.03 Mean % Below = 0 Mean % Above = 16.55 Mean % Within = 83.44	Mean BG = 139.3203 +- 9.48 Mean % Below = 0 Mean % Above = 23.54 Mean % Within = 76.45
Modelo B (De normoglucemia a hiperglucemia)	Mean BG = 110.6930 +- 0.41 Mean % Below = 7.08 Mean % Above = 9.47 Mean % Within = 83.44	Mean BG = 114.8330 +- 2.81 Mean % Below = 0 Mean % Above = 16.38 Mean % Within = 83.61	Mean BG = 137.5435 +- 8.91 Mean % Below = 0 Mean % Above = 23.12 Mean % Within = 76.87
Modelo C (De hiperglucemia a normoglucemia)	Mean BG = 110.1458 +- 0.16 Mean % Below = 9.38 Mean % Above = 9.55 Mean % Within = 81.05	Mean BG = 111.0876 +- 1.82 Mean % Below = 18.25 Mean % Above = 15.52 Mean % Within = 66.21	Mean BG = 134.5795 +- 8.08 Mean % Below = 0 Mean % Above = 22.69 Mean % Within = 77.30
Modelo D (De hipoglucemia a normoglucemia)	Mean BG = 110.3217 +- 0.26 Mean % Below = 10.15 Mean % Above = 11.09 Mean % Within = 78.75	Mean BG = 112.8878 +- 2.82 Mean % Below = 15.18 Mean % Above = 16.80 Mean % Within = 68.00	Mean BG = 137.7362 +- 9.04 Mean % Below = 0 Mean % Above = 23.37 Mean % Within = 76.62

Tabla 2*Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop*

Puntos de Operación	Agresiva	Moderada	Conservativa
Modelo A	Mean BG = 117.8848 +- 2.38	Mean BG = 128.6188 +- 5.24	Mean BG = 142.5057 +- 10.47
(De normoglucemia a hipoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 9.04	Mean % Above = 17.06	Mean % Above = 23.80
	Mean % Within = 90.95	Mean % Within = 82.93	Mean % Within = 76.19
Modelo B	Mean BG = 118.7275 +- 2.52	Mean BG = 128.4138 +- 5.18	Mean BG = 141.9012 +- 10.22
(De normoglucemia a hipoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 9.81	Mean % Above = 16.89	Mean % Above = 23.54
	Mean % Within = 90.18	Mean % Within = 83.10	Mean % Within = 76.45
Modelo C	Mean BG = 118.6484 +- 2.51	Mean BG = 126.9304 +- 4.68	Mean BG = 141.3457 +- 9.99
(De hiperglucemia a normoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 10.06	Mean % Above = 16.21	Mean % Above = 23.29
	Mean % Within = 89.93	Mean % Within = 83.78	Mean % Within = 76.70
Modelo D	Mean BG = 119.8292 +- 2.77	Mean BG = 129.4224 +- 5.49	Mean BG = 142.5213 +- 10.48
(De hipoglucemia a normoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 11.68	Mean % Above = 17.49	Mean % Above = 23.89
	Mean % Within = 88.31	Mean % Within = 82.50	Mean % Within = 76.10

Tabla 3*Controlador PID / Configuración Híbrida*

Puntos de Operación	Agresiva	Moderada	Conservativa
Modelo A (De normoglucemia a hipoglucemia)	Mean BG = 110.0502 +- 0.18 Mean % Below = 4.60 Mean % Above = 3.07 Mean % Within = 92.32	Mean BG = 110.2701 +- 0.75 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.35 Mean % Within = 95.64	Mean BG = 111.7190 +- 1.83 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.86 Mean % Within = 95.13
Modelo B (De normoglucemia a hiperglucemia)	Mean BG = 110.0126 +- 0.14 Mean % Below = 4.77 Mean % Above = 3.15 Mean % Within = 92.06	Mean BG = 110.0253 +- 0.68 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.26 Mean % Within = 95.73	Mean BG = 111.4824 +- 1.78 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.86 Mean % Within = 95.13
Modelo C (De hiperglucemia a normoglucemia)	Mean BG = 109.9831 +- 0.06 Mean % Below = 6.22 Mean % Above = 3.24 Mean % Within = 90.52	Mean BG = 109.8474 +- 0.49 Mean % Below = 5.71 Mean % Above = 4.18 Mean % Within = 90.10	Mean BG = 111.0290 +- 1.71 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.86 Mean % Within = 95.13
Modelo D (De hipoglucemia a normoglucemia)	Mean BG = 109.9841 +- 0.10 Mean % Below = 6.39 Mean % Above = 3.49 Mean % Within = 90.10	Mean BG = 109.7195 +- 0.69 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.43 Mean % Within = 95.56	Mean BG = 111.4202 +- 1.79 Mean % Below = 0 Mean % Above = 4.86 Mean % Within = 95.13

Tabla 4*Controlador PD-basal / Configuración Híbrida*

Puntos de Operación	Agresiva	Moderada	Conservativa
Modelo A	Mean BG = 111.7215 +- 0.94	Mean BG = 112.7571 +- 1.21	Mean BG = 112.3238 +- 1.90
(De normoglucemia a hipoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 3.07	Mean % Above = 4.35	Mean % Above = 4.86
	Mean % Within = 96.92	Mean % Within = 95.64	Mean % Within = 95.13
Modelo B	Mean BG = 111.8542 +- 0.91	Mean BG = 112.7601 +- 1.20	Mean BG = 112.3108 +- 1.88
(De normoglucemia a hiperglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 3.15	Mean % Above = 4.26	Mean % Above = 4.86
	Mean % Within = 96.84	Mean % Within = 95.73	Mean % Within = 95.13
Modelo C	Mean BG = 111.8362 +- 0.90	Mean BG = 112.7331 +- 1.13	Mean BG = 112.2921 +- 1.86
(De hiperglucemia a normoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 3.24	Mean % Above = 4.26	Mean % Above = 4.86
	Mean % Within = 96.75	Mean % Within = 95.73	Mean % Within = 95.13
Modelo D	Mean BG = 111.9958 +- 0.94	Mean BG = 112.7358 +- 1.24	Mean BG = 112.3200 +- 1.90
(De hipoglucemia a normoglucemia)	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0	Mean % Below = 0
	Mean % Above = 3.49	Mean % Above = 4.43	Mean % Above = 4.86
	Mean % Within = 96.50	Mean % Within = 95.56	Mean % Within = 95.13

Teniendo en cuenta la gran cantidad de pruebas realizadas y con el fin de organizar los resultados obtenidos, se determinó un ranking de rendimiento de acuerdo con los siguientes criterios: “que el resultado no presente tiempo en hipoglucemia” y “que el resultado presente el mayor tiempo en normoglucemia posible”, esto se puede observar en la tabla 5.

Tabla 5

Ranking de Desempeño De los Controladores Evaluados Para una Comida

N° Del Controlador Evaluado	Configuración del Controlador Evaluado	Parámetros de Desempeño del Controlador Evaluado
N° 1	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 96.92
N° 2	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo B / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 96.84
N° 3	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo C / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 96.75
N° 4	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 96.50
N° 5	Controlador PID Steil 2006 / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
		Mean % Within = 95.90
N° 6	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo B / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.73
N° 7	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo C / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.73
N° 8	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo B / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.73

N° 9	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.64
N° 10	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.64
N° 11	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.56
N° 12	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Moderada	Mean % Within = 95.56
N° 13	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo C / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 14	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 15	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo B / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 16	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 17	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo C / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 18	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo B / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 19	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 20	Controlador PD-basal / Configuración Híbrida	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 95.13
N° 21	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 90.95

N° 22	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo B / Sintonización Agresiva	Mean % Below = 0 Mean % Within = 90.18
N° 23	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo C / Sintonización Agresiva	Mean % Below = 0 Mean % Within = 89.93
N° 24	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo D / Sintonización Agresiva	Mean % Below = 0 Mean % Within = 88.31
N° 25	Controlador PID Steil 2006 / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0 Mean % Within = 84.04
N° 26	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo C / Sintonización Moderada	Mean % Below = 0 Mean % Within = 83.78
N° 27	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop Modelo B / Sintonización Moderada	Mean % Below = 0 Mean % Within = 83.61
N° 28	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop Modelo A / Sintonización Moderada	Mean % Below = 0 Mean % Within = 83.44
N° 29	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo B / Sintonización Moderada	Mean % Below = 0 Mean % Within = 83.10
N° 30	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo A / Sintonización Moderada	Mean % Below = 0 Mean % Within = 82.93
N° 31	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo D / Sintonización Moderada	Mean % Below = 0 Mean % Within = 82.50
N° 32	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop Modelo C / Sintonización Conservativa	Mean % Below = 0 Mean % Within = 77.30
N° 33	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop Modelo B / Sintonización Conservativa	Mean % Below = 0 Mean % Within = 76.87
N° 34	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop Modelo C / Sintonización Conservativa	Mean % Below = 0 Mean % Within = 76.70

N° 35	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 76.62
N° 36	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 76.45
N° 37	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0
	Modelo B / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 76.45
N° 38	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0
	Modelo A / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 76.19
N° 39	Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 0
	Modelo D / Sintonización Conservativa	Mean % Within = 76.10
N° 40 (Presencia de hipoglucemia)	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 4.60
	Modelo A / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 92.32
N° 41	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 4.77
	Modelo B / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 92.06
N° 42	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 5.71
	Modelo C / Sintonización Moderada	Mean % Within = 90.10
N° 43	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 6.22
	Modelo C / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 90.52
N° 44	Controlador PID / Configuración Híbrida	Mean % Below = 6.39
	Modelo D / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 90.10
N° 45	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 6.48
	Modelo A / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 84.64
N° 46	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 7.08
	Modelo B / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 83.44
N° 47	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 9.38
	Modelo C / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 81.05

N° 48	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 10.15
	Modelo D / Sintonización Agresiva	Mean % Within = 78.75
N° 49	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 15.18
	Modelo D / Sintonización Moderada	Mean % Within = 68.00
N° 50	Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop	Mean % Below = 18.25
	Modelo C / Sintonización Moderada	Mean % Within = 66.21

Para finalizar con esta fase, se realiza una prueba adicional, la cual se basa en perturbar el sistema recurriendo a ingesta de comidas en distintos horarios. Las comidas se suministran en cantidades de 40g, 80g, 80g en los horarios de 7, 13, 19, con un tiempo de simulación de treinta horas, y un cierre del lazo a los treinta minutos, ver Figura 23. En esta prueba se utilizaron los mejores controladores obtenidos en cada una de las tablas 1 – 4, estos se presentan a continuación y su desempeño para esta prueba se expone en la tabla 6.

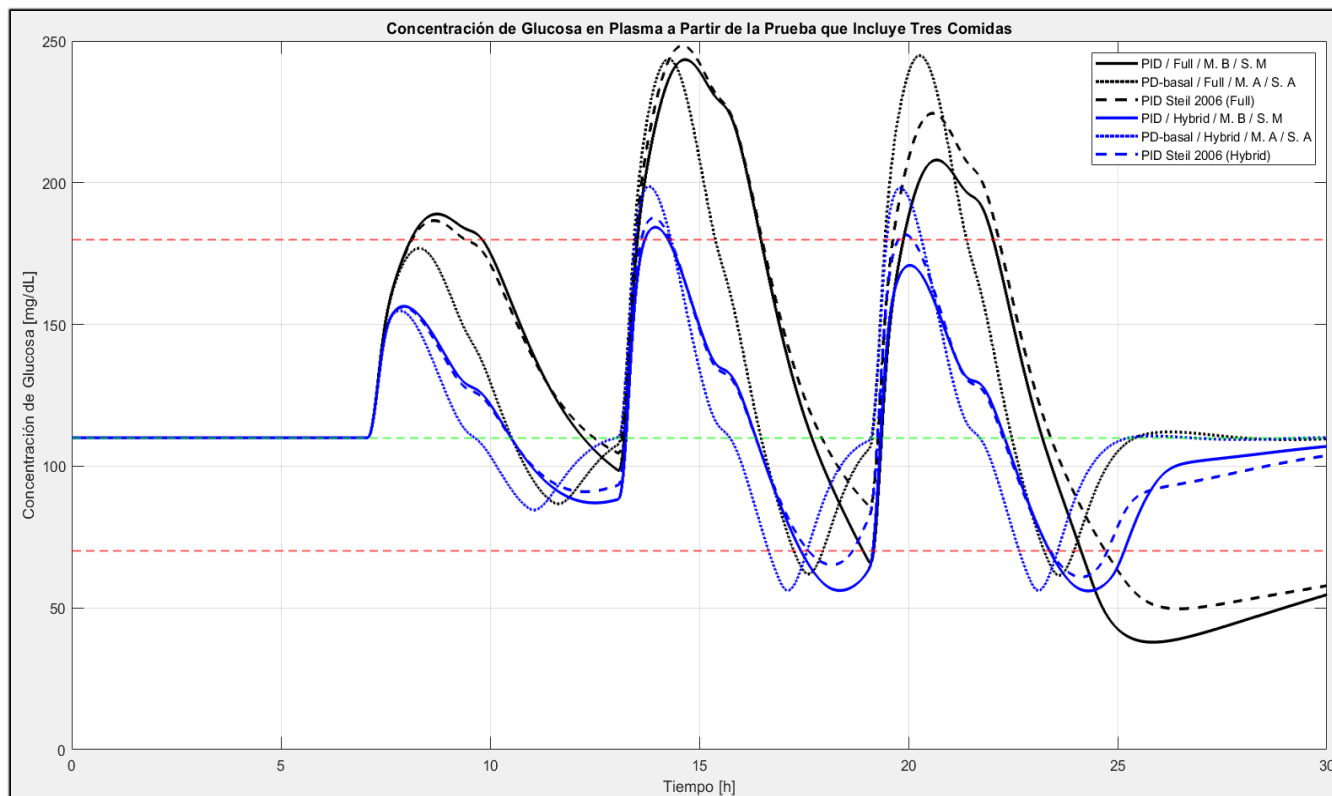
- Tabla 1: Controlador PID / Configuración Full Closed-Loop / Modelo B / Sintonización Moderada
- Tabla 2: Controlador PD-basal / Configuración Full Closed-Loop / Modelo A / Sintonización Agresiva
- Tabla 3: Controlador PID / Configuración Híbrida / Modelo B / Sintonización Moderada
- Tabla 4: Controlador PD-basal / Configuración Híbrida / Modelo A / Sintonización Agresiva

Tabla 6*Desempeño de los Controladores Evaluados Para la Prueba de Tres Comidas*

Características del Controlador a Evaluar	Desempeño
Controlador PID Configuración Full Closed-Loop Modelo B (De normoglucemia a hiperglucemia) Sintonización Moderada	Mean BG = 124.8347 +- 7.34 Mean % Below = 20.76 Mean % Above = 26.86 Mean % Within = 52.37
Controlador PD-basal Configuración Full Closed-Loop Modelo A (De normoglucemia a hipoglucemia) Sintonización Agresiva	Mean BG = 126.8884 +- 5.36 Mean % Below = 4.68 Mean % Above = 17.60 Mean % Within = 77.70
Controlador PID (Steil 2006) Configuración Full Closed-Loop	Mean BG = 130.3988 +- 7.86 Mean % Below = 17.94 Mean % Above = 27.76 Mean % Within = 54.28
Controlador PID Configuración Híbrida Modelo B (De normoglucemia a hiperglucemia) Sintonización Moderada	Mean BG = 110.2061 +- 1.89 Mean % Below = 11.79 Mean % Above = 4.17 Mean % Within = 84.02
Controlador PD-basal Configuración Híbrida Modelo A (De normoglucemia a hipoglucemia) Sintonización Agresiva	Mean BG = 113.1883 +- 2.24 Mean % Below = 6.15 Mean % Above = 7.17 Mean % Within = 86.68
Controlador PID (Steil 2006) Configuración Híbrida	Mean BG = 111.4495 +- 1.91 Mean % Below = 8.12 Mean % Above = 6.43 Mean % Within = 85.44

Figura 27

Concentración de Glucosa en Plasma a Partir de la Prueba que Incluye Tres Comidas



Nota. PID: Proporcional - Integral - Derivativo, Full: Configuración Full closed-loop, M.B: Modelo B, S.M: Sintonización Moderada, PD-basal: Proporcional - Derivativo - basal, M.A: Modelo A, S.A: Sintonización Agresiva, Hybrid: Configuración Híbrida.

La prueba de tres comidas sirve para comparar el controlador PID implementado por el método de (Steil et al., 2006) en contraste a los controladores PID y PD-basal que fueron sintonizados por medio del método lambda, en configuraciones de control full closed-loop e híbrida. Observando los resultados obtenidos de la tabla 6, se puede mencionar que la alternativa de sintonización que plantea (Steil et al., 2006), obtiene resultados similares respecto al método lambda.

5. DISCUSIÓN Y ANÁLISIS

Este trabajo de grado pretende observar coincidencias en los resultados obtenidos por medio del método lambda en comparación a lo implementado por lo mencionado en (Steil et al., 2006). En el presente trabajo de grado se consideró la implementación de los controladores PID y PD-basal en configuraciones de control full closed-loop e híbrida. Estas implementaciones siguen las estructuras más comunes en investigaciones de pruebas in-silico, tal como fue realizado por (Steil et al., 2006). Donde no se encuentra una coincidencia con el autor referido es en la estructura del controlador PD-basal implementado.

En este trabajo se planteó determinar modelos de primer orden más tiempo muerto, que pudieran representar la dinámica de pacientes virtuales adultos con DT1 en el simulador Uva-Padova. La clasificación de concentración de glucosa en plasma se utilizó para definir puntos de operación acorde a lo que se establece en (Danne et al., 2017). La subdivisión de zonas para el establecimiento de los puntos de operación permite obtener un mejor grado de aproximación de los modelos. De acuerdo con la revisión de la literatura que se realizó para este trabajo de grado, es la primera vez que se establece una prueba de este tipo, que determina modelos de primer orden en virtud de los puntos de operación, para posteriormente sintonizarlos con el método lambda. Algo que otras estrategias de control no han realizado como (Steil et al., 2006) en donde la sintonización depende exclusivamente de una expresión que toma información del paciente y del requerimiento diario de insulina, cabe mencionar que el autor referido no menciona como llega a esta expresión.

Se debe mencionar que en este trabajo de grado no se restringe la acción integral del controlador PID. Los resultados demuestran que, en la totalidad de controladores evaluados, los que presentan un mayor porcentaje de tiempo en hipoglucemia son los controladores PID en su modo de ajuste agresivo, para la configuración de control full closed-loop. Esto debido al efecto postprandial tardío que agrega la insulina a través de las comidas. Los eventos de hipoglucemia se pueden observar a través de las métricas de desempeño de los controladores PID y PD-basal para la prueba de tres comidas en la configuración de control full closed-loop, en donde se obtienen unos porcentajes de tiempo en hipoglucemia de 20.76 % y 4.68 % respectivamente. El controlador PD-basal al no contar con la acción integral obtiene un mejor desempeño porque se omite el evento postprandial tardío. Para trabajos futuros se recomienda establecer una restricción al aporte que la acción integral realiza al controlador, y luego implementar un método Anti-Windup para mejorar los resultados.

Los resultados del trabajo indican que el método lambda permite obtener un mejor desempeño para los controladores PID y PD-basal en la configuración de control híbrida, esto se debe a la acción compartida de esta configuración de control en donde el bolo postprandial es calculado de manera automática por el simulador Uva-Padova, de manera que suministra la insulina necesaria que requiere el paciente. La configuración de control full closed-loop presenta un desempeño inferior para los mismos controladores. Se debe hacer hincapié en que no se presenta variación en la sensibilidad insulínica para las pruebas que se realizaron. El escenario de pruebas bajo el cual se evaluó a los controladores y a las configuraciones de control toma información del paciente promedio del grupo etario de adultos.

Los resultados del trabajo muestran que los controladores que ocupan las primeras cuatros posiciones del ranking de desempeño son PD-basal en la configuración de control híbrida, seguido

en la quinta posición se encuentra el controlador PID implementado por lo mencionado en (Steil et al., 2006). Posteriormente se observa en el ranking de desempeño que a partir de la posición veintiuno se empiezan a encontrar los controladores en la configuración de control full closed-loop, donde nuevamente los primeros cuatro controladores son PD-basal, y el quinto mejor controlador para esta categoría sería el implementado por (Steil et al., 2006) ocupando la posición veinticinco del ranking de desempeño. Lo que en otras palabras significaría que para las configuraciones de control full closed-loop e híbrida, los mejores cuatro controladores que se presentan son PD-basal ajustando mediante lambda y el quinto mejor sería el PID ajustado por el método de (Steil et al., 2006).

Para la prueba realizada en el escenario de una comida se pudo observar una diferencia en los resultados obtenidos con cada controlador, configuración de control, modelo y modo de ajuste utilizado. Por ejemplo: para el caso del controlador PID en la configuración full closed-loop se observó que las combinaciones que presentan un mejor desempeño son: Modelo A y B sintonizados de manera moderada. Para el caso del controlador PD-basal en la configuración full closed-loop se observó que no hubo una diferencia importante en el desempeño de los cuatro modelos para el modo de ajuste agresivo. Para el caso del controlador PID en la configuración híbrida se observó que las combinaciones que presentan un mejor desempeño son: Modelo A, B y D bajo una sintonización moderada. Para el caso del controlador PD-basal en la configuración híbrida se observó que con cualquier combinación se obtiene un desempeño similar, pero se recomienda en este caso el uso del modo de ajuste agresivo para los cuatro modelos.

En la prueba de tres comidas se pudo observar que todos los controladores presentan un porcentaje de tiempo en hipoglucemia. Sin embargo, este trabajo permitió determinar alternativas de sintonización distintas a las propuestas por (Steil et al., 2006) con resultados similares. De esa

manera se ha analizado una posible ruta metodológica que explique cómo (Steil et al., 2006) produjo esas reglas de sintonización.

Para finalizar es importante resaltar que el 79% de los controladores evaluados no presentaron porcentaje de tiempo en hipoglucemia, es decir 39 controladores de los 50 evaluados presentaron un desempeño seguro. Esto quiere decir que la metodología utilizada para este trabajo de grado aborda una amplia variedad de variables que intervienen en el desempeño de los controladores implementados. A modo de ejemplo se menciona lo siguiente: si comparamos el desempeño del controlador PID en la configuración de control full closed-loop sobre el modelo B y sintonizado en modo moderado, respecto al controlador PID implementado por lo que se menciona en (Steil et al., 2006). Se puede indicar que se observa un desempeño similar tal como lo indican sus métricas de desempeño: porcentaje de tiempo en hipoglucemia = 0 y porcentaje de tiempo en normoglucemia = 83.61 para el controlador PID sintonizado a través del método lambda, y porcentaje de tiempo en hipoglucemia = 0 y porcentaje de tiempo en normoglucemia = 84.04 para el controlador PID sintonizado a través del método de (Steil et al., 2006).

Lo desarrollado en este trabajo de grado se puede implementar en un paciente real para ello se haría uso de la información del paciente: histórico de datos de la concentración de glucosa en plasma y el requerimiento de insulina diario del paciente. A partir de estos datos se debe encontrar un modelo que represente el comportamiento dinámico del punto de operación definido por el usuario que realice la implementación. Con el proceso ya caracterizado (obtenidos los parámetros del modelo) se inicia el ajuste del controlador a través de la guía de sintonización PID para procesos autorregulados (estables). Para realizar este procedimiento se puede hacer uso de los anexos B, C, D.

6. CONCLUSIONES

1. Se implementaron los controladores PID y PD-basal en configuraciones full closed-loop e híbrida en el simulador Uva-Padova. Esto fue posible gracias a las herramientas que ofrece el simulador para la implementación de los bloques que reconstruían a los controladores y las configuraciones de control.
2. Se determinaron modelos de primer orden más tiempo muerto (FOPDT), que representan la dinámica de pacientes virtuales adultos con DT1, estos modelos presentan un buen grado de aproximación lo que ayuda a los controladores a presentar un desempeño favorable en los distintos modos en que se ajuste el modelo por medio del método lambda. Los modelos se generaron a partir de la definición de unos puntos de operación, y teniendo en cuenta el consenso de (Danne et al., 2017).
3. Se evaluarón y analizarón controladores PID y PD-basal en configuraciones de control Full closed-loop e híbrida. Este análisis permitió identificar que para el método lambda el controlador que presento mejor desempeño fue el controlador PD-basal en la configuración de control híbrida, debido al bolo postprandial que es calculado de manera automática por el simulador Uva-Padova. Por otra parte, el controlador PID en la configuración de control full closed-loop presenta un desempeño inferior respecto a la configuración híbrida, pero similar al resultado obtenido por el controlador implementado a partir de lo mencionado en (Steil et al., 2006) lo que resulta de interés para este trabajo de grado.

4. En este trabajo se evaluó el desempeño de controladores PID, ajustados con la estrategia Lambda Tuning, para el control de glucemia de pacientes virtuales con DT1. Lo más importante de la evaluación fue determinar que la aplicabilidad del método lambda al problema del control de glucemia otorga resultados de interés, para los controladores y las configuraciones de control implementadas obteniendo un 79 % de controladores evaluados que presentan resultados favorables. Este trabajo de grado es el primer paso para seguir desarrollando estrategias de sintonización de controladores. Nuevos trabajos serán necesarios para encontrar estrategias que brinden una alternativa de sintonización para obtener un mejor desempeño en el control de la glucemia.

7. ANEXOS

7.1 Anexo A: Entorno gráfico del simulador Uva-Padova

El simulador Uva-Padova con el que se implementa este trabajo de grado es una adaptación desarrollada por la comunidad Antonio Nariño, respecto de la versión expuesta en 2013. Esta adaptación permite realizar más implementaciones que en su versión original (Molano Jimenez & León Vargas, 2017). Para este trabajo se hace uso de los 10 pacientes con su respectivo paciente promedio, para el grupo etario de adultos.

En la Figura A1, se presenta el diagrama de bloques principal del simulador Uva-Padova. En este mismo diagrama se encuentra un bloque denominado “Paciente virtual” que se resalta en rojo, su dinámica se ve representada a través de tres bloques: modelo de glucosa, modelo de absorción oral de glucosa, modelo insulina, adicionalmente contiene al actuador (bomba de insulina), sensor (monitor continuo de glucosa) ver Figura A2, para más información (Dalla Man et al., 2014).

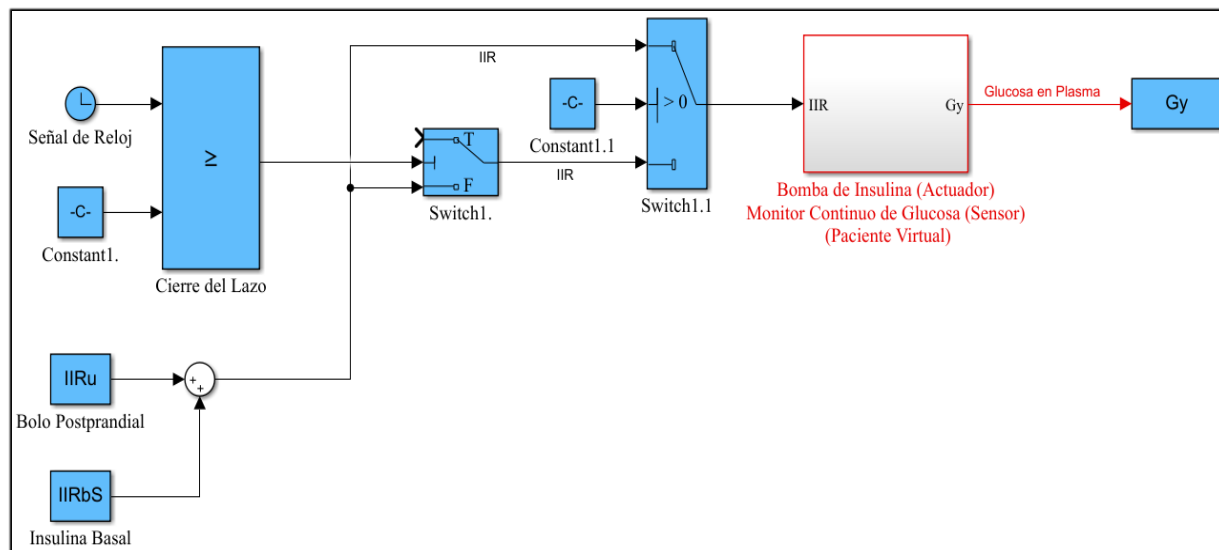
- ✓ Variables de entrada y salida de los componentes del diagrama de bloques principal del simulador Uva-Padova, se toman los elementos de la Figura A1 para el ejemplo:
- El bloque “Switch1.1” es un conmutador, que presenta tres entradas y una salida. Tiene como entrada de datos a la primera y tercera entrada, su segunda entrada es la encargada de ejercer el control sobre el bloque. por consiguiente, su primer entrada de datos, alberga la señal de insulina conformada por los bloques “Bolo postprandial”, “Insulina basal”. Su segunda entrada recibe a una constante nombrada como: “Constant1.1”, esta variable se encarga del modo de ejecución en

que se ejecuta la simulación modo manual (lazo abierto), modo automático (lazo cerrado). La tercera entrada, recibe la señal de salida del bloque de conmutación “Switch1.”. La salida de este bloque ira a la entrada del proceso “paciente virtual”.

- El Bloque “Switch1.”, presenta la misma dinámica de funcionamiento respecto a las entradas y salidas del bloque “Switch1.1” mencionado anteriormente. Su primer entrada de datos recibe a la acción del control, suministrada por el controlador que está siendo evaluado ver figura A3. Su segunda entrada recibe la salida del bloque operador relacional, nombrado como “Cierre del Lazo”. La entrada tres recibe la señal de los bloques “Bolo Postprandial”, “Insulina basal” mencionados anteriormente. Su salida ira a la entrada tres del “Switch1.1”.
- El Bloque operador relacional “Cierre del Lazo”, tiene dos entradas y una salida. Su primer recibe una “Señal de Reloj”, y su segunda entrada recibe una constante nombrada como “Constant1.”. Su salida ira conectada a la segunda entrada de datos del “Switch1.”.
- Para concluir se tiene al bloque “Gy” que tiene como propósito contener a la señal de concentración de glucosa, que genera el paciente virtual. Al tener como entrada insulina suministrada por el bloque “Switch1.1”.
- Todos los bloques mencionados anteriormente se resaltan de color azul, ver Figura A1.

Figura A1.

Diagrama de Bloques Principal del Simulador Uva-Padova

**Figura A2.**

Paciente Virtual

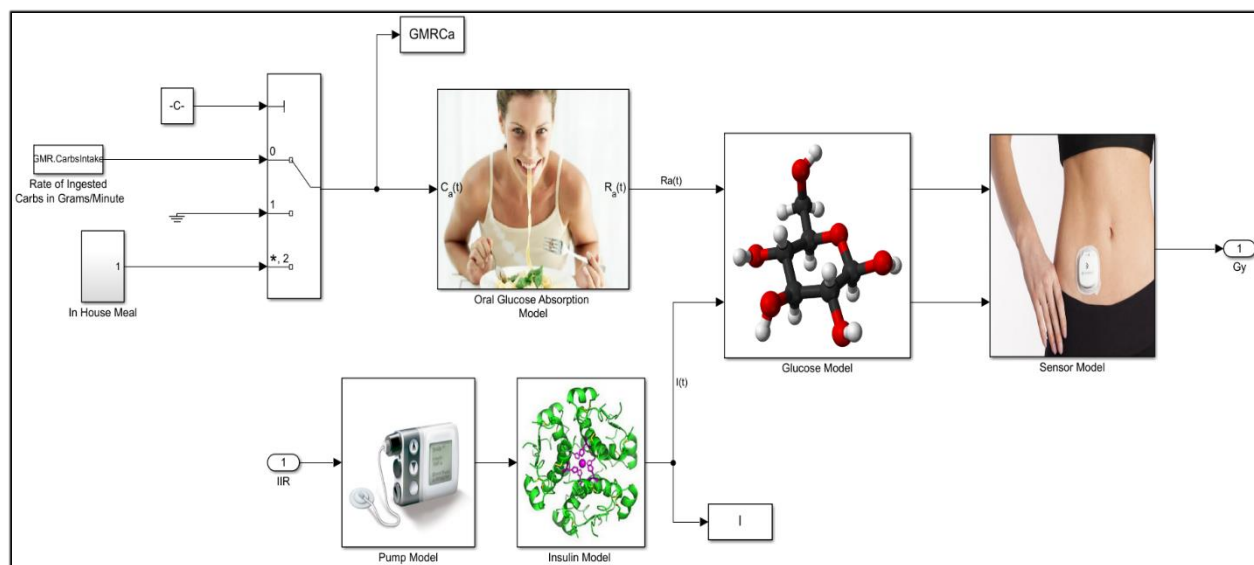
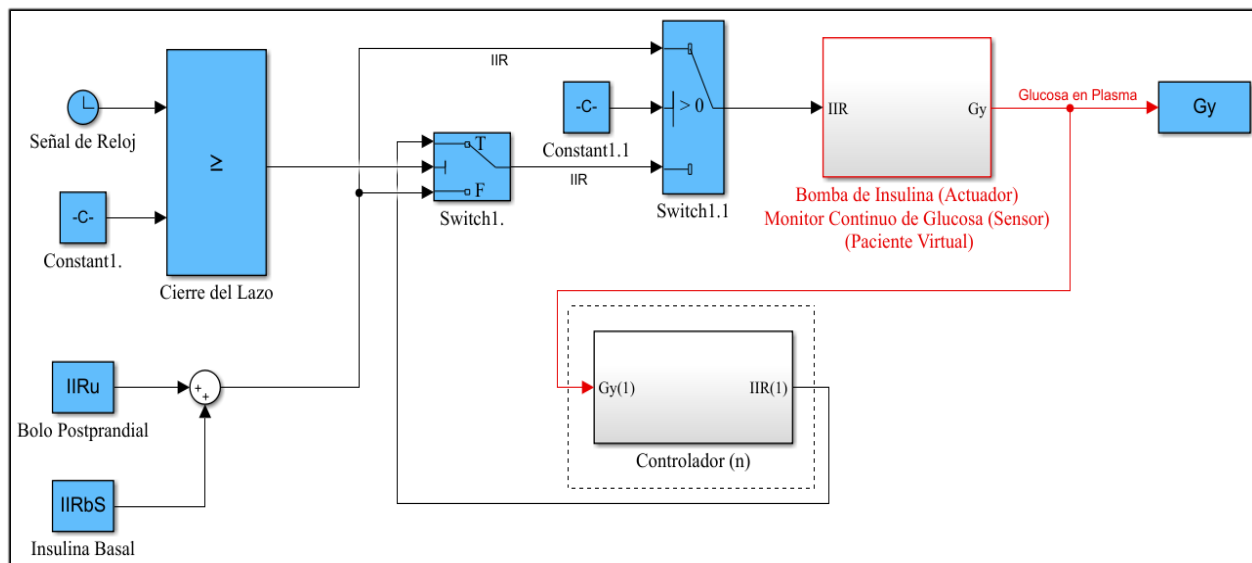


Figura A3.*Ubicación del Controlador a Evaluar*

❖ Configuración de lazo abierto (manual) y lazo cerrado (automático)

La modos manual y automático de las configuraciones de control se ejecutan según la selección que realice el usuario, por medio de código en Matlab.

El modo en que se ejecuta el lazo abierto, se debe a los bloques resaltados en color rojo, ver Figura A4. En este modo se realiza un control de proceso únicamente con la información que se conoce inicialmente. El simulador calcula de manera automática, la insulina basal que mantiene la glucosa objetivo y los bolos postprandiales que corrigen la ingesta de comidas.

El modo en que se ejecuta el lazo cerrado, se debe a los bloques resaltados en color rojo, ver Figura A5. En este modo se realiza un control retroalimentado, por lo cual el suministro de

insulina lo realiza el controlador de manera automática. Los bloques en color gris funcionan con normalidad, solamente están siendo omitidos según corresponda en la configuración.

Figura A4.

Modo Manual (Lazo Abierto)

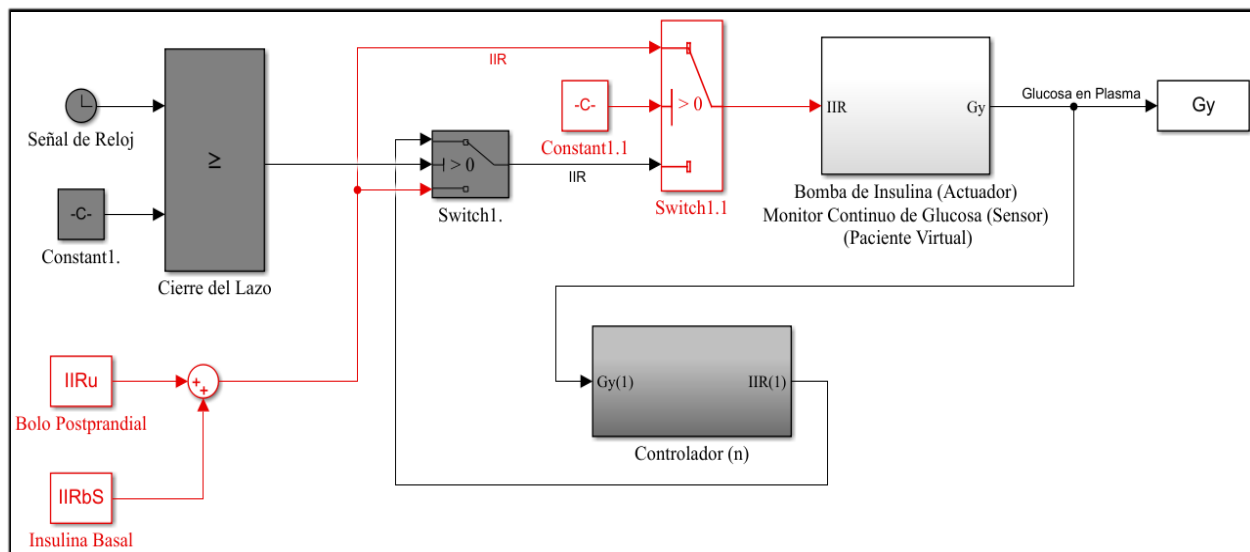
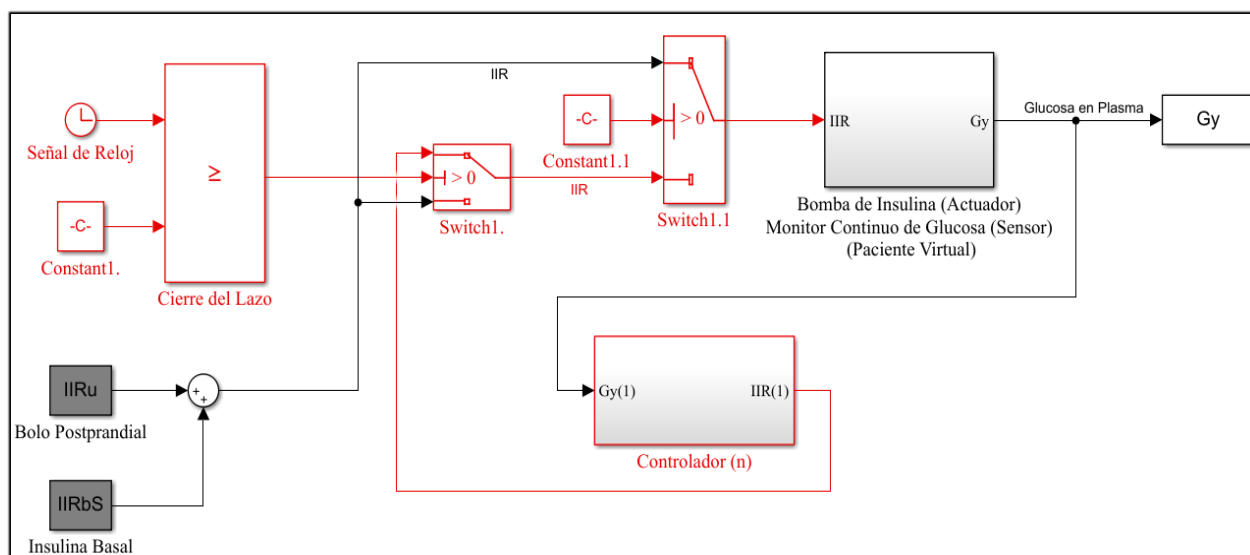


Figura A5.

Modo Automático (Lazo Cerrado) – Para la Configuración de control Full closed-loop e Híbrida



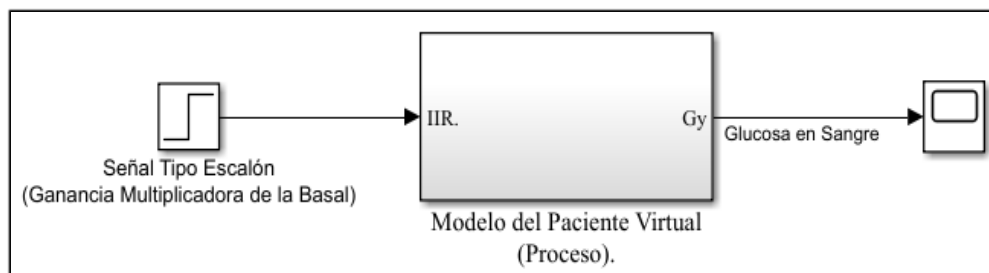
7.2 Anexo B: Prueba curva de reacción

La prueba curva de reacción encuentra el comportamiento dinámico de un proceso. De acuerdo a los parámetros que conforman a un modelo FOPDT. Normalmente la prueba curva de reacción se realiza en virtud de un análisis gráfico (Cooper, 2005, Chapter 3). Pero en este caso, un análisis gráfico no permite obtener los valores más apropiados, para los parámetros del modelo. Por tanto, para este trabajo se hace uso de una herramienta en MS Excel que de manera automática calcula los valores más adecuados para los parámetros que conforman a los modelos.

La prueba se basa en forzar la variable de proceso (glucosa en plasma), por medio de una señal de tipo “escalón”, (insulina) para estabilizar la variable de proceso en un nuevo valor (puntos de operación). Esto se realiza a partir de pruebas en modo manual (lazo abierto), ver Figura B1. Como resultado se obtienen los datos de la variable de proceso a medida que transcurre el tiempo de simulación y se llega a un estado estable.

Figura B1.

Concepto Prueba Curva de Reacción



A modo de ejemplo se realiza la prueba curva de reacción insulina-glucosa para el punto de operación “A”, que contempla una región de concentración glucosa en plasma de: 110 mg/dl a 70 mg/dl esto corresponde a las regiones de normogluemia e hipogluemia.

Primer paso: se debe trabajar con el diagrama de bloques nombrado **“Diagrama de Bloques Para Obtener los Puntos de Operación”**, que corresponde al archivo **“UANTD1simSk”** que se encuentra en la carpeta **“Simulador UAN Ver1_7”**.

Segundo paso: se deben realizar una serie de tareas previo a la simulación.

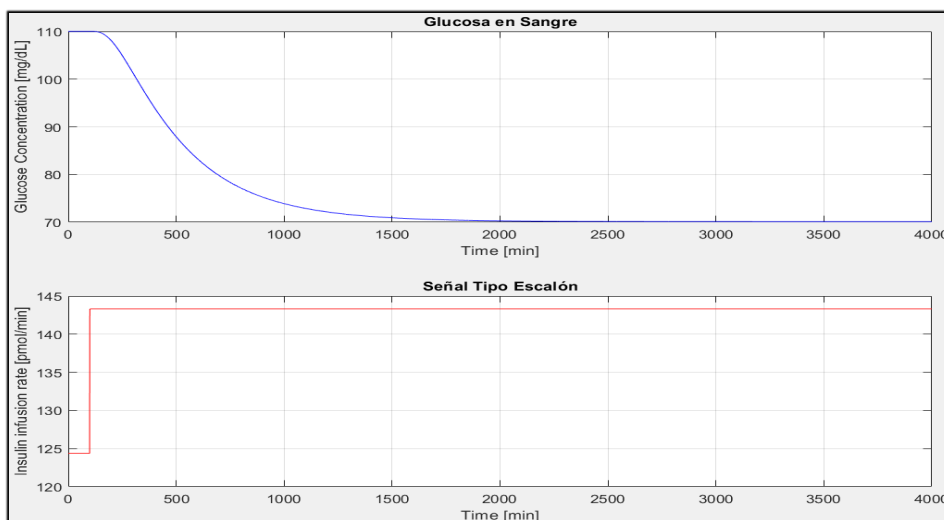
- Habilitar lo que se encuentra comentado en la **“sección 1”** del código de Matlab, al inicio y al final del código. Cuando se indica que algo está comentado, se hace hincapié en que ese elemento, está siendo omitido.
- Establecer la glucosa inicial en virtud del punto de operación en el que se trabaje, mediante la variable nombrada **“Ginit_yeferson”**, para el punto de operación A, B la glucosa inicial es de 110 mg/dl. En el punto de operación C, D será de 180 mg/dl y 70 mg/dl respectivamente.
- La variable **“filename_yeferson”**, se encarga de nombrar al archivo que almacena los datos de la simulación, normalmente se nombran los archivos como ‘Modelo_n’, en esta ocasión el archivo se nombrara como ‘Modelo_A’. Los datos quedan guardados en automático, como un archivo en Ms Excel.
- Se selecciona un solo paciente para ejecutar esta prueba. El paciente seleccionado es el paciente promedio #10. Ejecutar la simulación para un solo sujeto.

- Se trabaja con el “escenario_generacion_de_modelos”, que se encuentra en la carpeta “scenario”.
- La glucosa objetivo (punto final), representa el punto de consigna en el cual se estabiliza la glucosa en sangre, teniendo como punto de inicio a la glucosa inicial. Cada punto de operación debe hallar de manera manual el valor de la variable “Ganancia_insulina”, para establecer la variable de proceso en la glucosa objetivo, en este caso 70 mg/dl.

Tercer paso: Proceder con la ejecución de la simulación. Obteniendo como resultado los datos de la variable de proceso. Lo mismo se debe hacer para los otros puntos de operación. Que dejan como resultado las Figuras B2 – B5.

Figura B2.

Datos Punto de Operación A / De normoglucemia a hipoglucemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl



Nota. El valor de la variable “Ganancia_insulina” encontrado, para alcanzar la glucosa objetivo fue de (1.1523).

Figura B3.

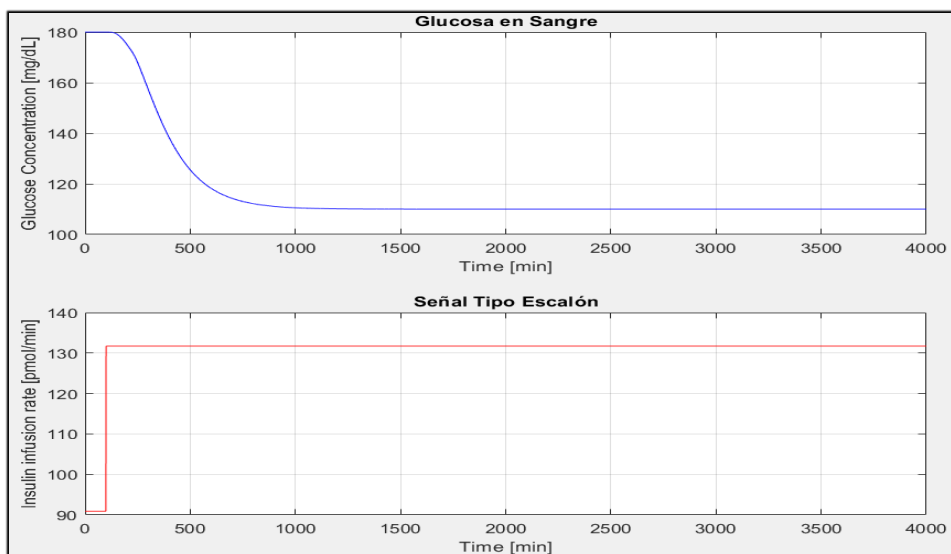
Datos Punto de Operación B /De normoglucemia a hiperglucemia/110 mg/dl a 180 mg/dl



Nota: El valor de la variable “Ganancia_insulina” encontrado, para alcanzar la glucosa objetivo fue de (0.731).

Figura B4.

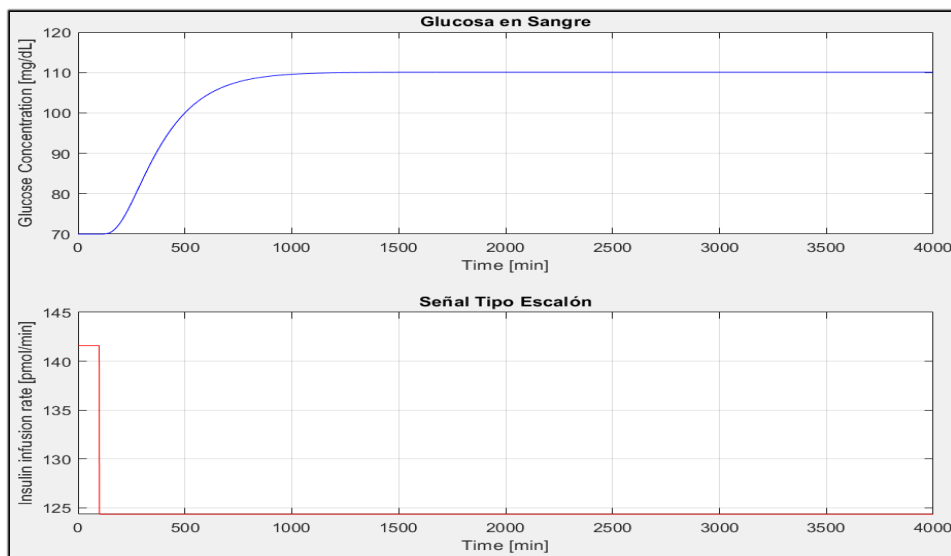
Datos Punto de Operación C /De hiperglucemia a normoglucemia/180 mg/dl a 110 mg/dl



Nota: El valor de la variable “Ganancia_insulina” encontrado, para alcanzar la glucosa objetivo fue de (1.449).

Figura B5.

Datos Punto de Operación D / De hipoglucemia a normoglucemia / 70 mg/dl a 110 mg/dl



Nota: El valor de la variable “**Ganancia_insulina**” encontrado, para alcanzar la glucosa objetivo fue de (0.878).

7.3 Anexo C: Herramienta en Ms Excel

El archivo “**Modelo_FOPDT(Prueba)**”, es una plantilla en Ms Excel que se utiliza para ajustar modelos FOPDT de manera automática. A partir de datos obtenidos de una prueba en lazo abierto (puntos de operación). A modo de ejemplo, se realiza el ajuste del modelo FOPDT “A”.

Primer paso: se debe trabajar con la plantilla “**Modelo_FOPDT(Prueba)**”, que se encuentra en la carpeta “**Simulador UAN Ver1_7**”.

Segundo paso: utilizar el archivo “**Modelo_(A)**” generado previamente en el anexo B, ver figura C1. En él se guardan los datos de las tres variables principales que utiliza la plantilla: tiempo de simulación, entrada del proceso (Insulina) y salida del proceso (glucosa en plasma).

Figura C1.

Datos del Punto de Operación (A)

	A	B	C
1	Time_yeferson	Insulina_yeferson	Glucosa_yeferson
2	0	124,3643139	110
3	1	124,3643139	110
4	2	124,3643139	110
5	3	124,3643139	110
6	4	124,3643139	110
7	5	124,3643139	110
4000	3998	143,3049989	70,11162537
4001	3999	143,3049989	70,11162417
4002	4000	143,3049989	70,11162297

Tercer paso: importar los datos generados a la plantilla. Estos se deben extraer de las columnas del tiempo, la entrada (insulina) y la salida (glucosa en plasma). Los datos deben ser

colocados en las ubicaciones designadas por el archivo “**Modelo_FOPDT(Prueba)**”, tal como se muestra en la Figura C2. La línea divisoria de la Figura C2, muestra los datos iniciales y finales.

Figura C2.

Datos del Punto de Operación A / En la Herramienta de MS Excel

Datos Medidos		
Insertar Tiempo	Entrada Insulina basal	Salida (Valor medido de) glucosa
0	124,3643139	110
1	124,3643139	110
2	124,3643139	110
3	124,3643139	110
4	124,3643139	110
5	124,3643139	110
3998	143,3049989	70,11162537
3999	143,3049989	70,11162417
4000	143,3049989	70,11162297

No deben ser modificadas las demás columnas de la plantilla, ver Figura C3. Pero si se hace necesario se pueden completar las filas, si los datos exceden el tamaño predeterminado que tiene la plantilla.

Figura C3.

Columnas de la Plantilla que no Deben ser Modificadas

No cambie estas columnas, solo copie para que coincida con el número de medidas					
Modelo	Pendiente del Modelo	Intercepción del Modelo	Modelo con Retraso	abs(error)	error^2
110	0	110	110	0	0
110	0	110	110	0	0
110	0	110	110	0	0
110	0	110	110	0	0
110	0	110	110	0	0
110	0	110	110	0	0
70,024698	-1,75522E-06	70,03171515	70,02492412	0,08670124	0,00751711
70,024696	-1,75024E-06	70,03169524	70,02492173	0,08670243	0,00751731
70,024694	-1,74527E-06	70,03167537	70,02491935	0,08670362	0,00751752

Cuarto paso: El ajuste del modelo FOPDT por medio de la plantilla se puede realizar de manera manual, cambiando los valores de la sección de “Parámetros del modelo”, ver Figura C4. Del mismo modo pueden ser estimados los parámetros, pero de manera automática mediante la herramienta de Excel Solver. Con la cual se determinan los valores que minimizan, bien sea, la suma de los errores al cuadrado “ error^2 ”, o la suma de los errores absolutos “ $\text{abs}(\text{error})$ ”.

Figura C4.

Parámetros del Modelo / Ajuste Manual

Parámetros Del Modelo	
Kp (Ganancia)	-2,11
τ (Constante De Tiempo)	351,92
θ (Tiempo Muerto)	110,00

La herramienta de Ms Excel Solver (manera automática), realiza el ajuste iterativo de la minimización del error al cuadrado. Se utilizo como punto de referencia de la optimización de la herramienta a el error promedio al cuadrado, que se ajustó a dos cifras decimales fijas después de la coma decimal. La configuración que se utilizó en el Solver se muestra en la Figura C5.

Figura C5.

Configuración Solver / Ajuste Automático

Parámetros de Solver

Establecer objetivo:

Para: Máx Mín Valor de:

Cambiando las celdas de variables:

Sujeto a las restricciones:

\$B\$11 >= 0
\$B\$6 >= 0
\$B\$7 >= 0

Convertir variables sin restricciones en no negativas

Método de resolución:

Método de resolución
Seleccione el motor GRG Nonlinear para problemas de Solver no lineales suavizados. Seleccione el motor LP Simplex para problemas de Solver lineales, y seleccione el motor Evolutionary para problemas de Solver no suavizados.

Ayuda Resolver Cerrar

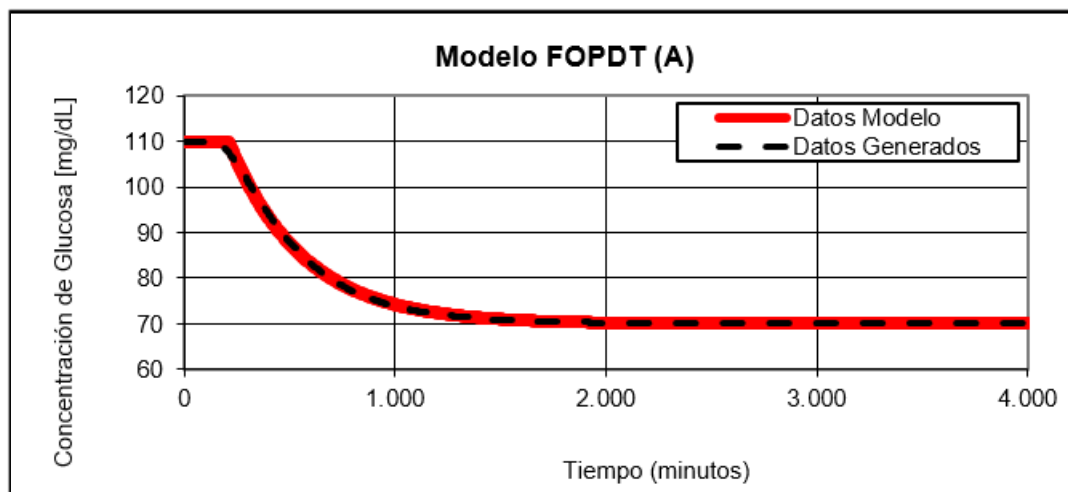
Cuando la línea de color negro punteada (datos generados) y la línea de color rojo continua (datos que reconstruyen al modelo) se traslapan, se da por entendido que se han encontrado los mejores parámetros del modelo FOPDT. ver Figura C6.

Como resultado se obtienen los parámetros del modelo FOPDT A y la gráfica que representa el ajuste, Figura B6. Replicar procedimiento para los demás modelos (puntos de operación).

- Modelo FOPDT(A):
$$\frac{y(s)}{u(s)} = \frac{-2.11}{351.92s+1} e^{-110} \quad (20)$$

Figura C6.

Ajuste Del Modelo FOPDT (A) / De Normogluemia a Hipogluemia / 110 mg/dl a 70 mg/dl



Nota. Línea de color negro punteada (datos generados) de acuerdo con las instrucciones presentes en el anexo B, y la línea de color rojo continua (datos modelo) se obtienen siguiendo las instrucciones del anexo C, para el modelo identificado.

7.4 Anexo D: Guía de ajuste del controlador PID para procesos autorregulados (estables)

El archivo “**Sintonización**”, es una plantilla en Ms Excel que se utiliza para ajustar el controlador PID de manera automática. A partir de los parámetros obtenidos de los modelos FOPDT del anexo C. A modo de ejemplo, se realiza el ajuste del controlador PID A.

Primer paso: se debe trabajar con la plantilla “**Sintonización**”, que se encuentra en la carpeta “**Simulador UAN Ver1_7**”. La plantilla sigue las recomendaciones de la guía de ajuste para procesos autorregulados, ver Figuras D1, D2.

Segundo paso: utilizar, el archivo “**Modelo_FOPDT(A)**” generado previamente en el anexo C. En él se guardan los parámetros (K_p , τ_p , Θ_p) del modelo FOPDT A.

Tercer paso: importar los parámetros generados a la plantilla. Estos se deben extraer de las celdas K_p (Ganancia del proceso), τ_p (Constante de tiempo), Θ_p (Tiempo muerto). Los datos deben ser colocados en las ubicaciones designadas por el archivo “**Sintonización**”, tal como se muestra en la Figura D3.

Cuarto paso: Generación en automático del controlador PID con sus parámetros (K_C , τ_I , τ_D). En los modos de ajuste agresivo, moderado y conservativo, ver Figura D4. El controlador PID ideal resaltado en color rojo, es el seleccionado para realizar el ajuste en los distintos modos, ver Figura D2. Replicar procedimiento para los demás modelos FOPDT.

Figura D1.*Guía de Ajuste Lambda / Para Procesos Autorregulados Estables*

<p>Comience ajustando un modelo dinámico de primer orden más tiempo muerto (FOPDT) para procesar los datos. "Proceso" se define para incluir toda información dinámica de la señal de salida del controlador a través de la señal de respuesta medida de la variable de proceso.</p> <p>Genere datos de proceso forzando la variable de proceso medida con un cambio en la señal de salida del controlador. Para obtener resultados precisos:</p> <ul style="list-style-type: none"> - el proceso debe estar en estado estable antes de forzar una respuesta dinámica; el primer punto de datos registrado debe ser igual al valor de estado estable - la frecuencia de muestreo de la recopilación de datos debe ser diez veces por constante de tiempo o más rápida ($T \leq 0.1 \tau_p$) - la salida del controlador debe forzar a la variable de proceso medida a moverse al menos diez veces la banda de ruido 	
<p>Utilice las herramientas de diseño para ajustar un modelo dinámico FOPDT al conjunto de datos del proceso. Un modelo FOPDT tiene la forma:</p>	
<p>Dominio del Tiempo: $\tau_p \frac{dy(t)}{dt} + y(t) = K_p u(t - \theta_p)$</p>	<p>Dominio de Laplace: $\frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{K_p e^{-\theta_p s}}{\tau_p s + 1}$</p>
<p>Donde:</p> <p>$y(t)$ = Señal de variable de proceso medida</p> <p>$u(t)$ = Señal de salida del controlador</p> <p>K_p = Ganancia de proceso; unidades $y(t)/u(t)$</p> <p>τ_p = Constante de tiempo de proceso; unidades de tiempo</p> <p>θ_p = Tiempo muerto de proceso; unidades de tiempo</p>	<p>Además:</p> <p>K_c = Ganancia del controlador; unidades de $u(t)/y(t)$</p> <p>τ_i = Tiempo de reinicio del controlador; unidades de tiempo</p> <p>τ_d = Tiempo derivado del controlador; unidades de tiempo</p> <p>α = Constante de filtro derivativa, sin unidad</p>
<p>Los valores de K_p, τ_p y θ_p que describen el comportamiento dinámico de su proceso son importantes porque:</p> <ul style="list-style-type: none"> - se utilizan en correlaciones (enumeradas a continuación) para calcular los valores de ajuste del controlador PID iniciales K_c, τ_i, τ_d y α - el signo de K_p indica la acción del controlador (+ K_p → acción inversa; - K_p → acción directa) - el tamaño de τ_p indica el tiempo máximo de muestreo de bucle deseable (asegúrese de que el tiempo de muestreo $T \leq 0.1 \tau_p$) - la relación θ_p / τ_p indica si un predictor de Smith mostraría beneficio (útil cuando $\theta_p \geq \tau_p$) - el modelo en sí se utiliza en feed forward, predictor de Smith, desacoplamiento y otros controladores basados en modelos 	
<p>Estas correlaciones proporcionan un excelente comienzo para la sintonización. El ajuste final puede requerir prueba y error en línea. El "mejor" ajuste lo define usted y su conocimiento de las capacidades del proceso, los deseos de gestión, los objetivos de producción y el impacto en otros procesos.</p>	

Nota. Adaptada de Cooper, 2005

Figura D2.

Tipos de Sintonización Mediante el Método lambda / Controladores que se Pueden Sintonizar

IMC (lambda) Tuning				
		Aggressive Tuning: τ_C is the larger of $0.1 \tau_P$ or $0.8 \theta_P$		* This is an ITAE correlation as no P-Only IMC exists
		Moderate Tuning: τ_C is the larger of $1.0 \tau_P$ or $8.0 \theta_P$		
		Conservative Tuning: τ_C is the larger of $10 \tau_P$ or $80 \theta_P$		
	K_C	τ_I	τ_D	α
P-Only *	$K_C = \frac{0.2}{K_P} (\tau_P / \theta_P)^{1.22}$			
PI	$\frac{1}{K_P} \frac{\tau_P}{(\theta_P + \tau_C)}$	τ_P		
PID Ideal	$\frac{1}{K_P} \left(\frac{\tau_P + 0.5 \theta_P}{\tau_C + 0.5 \theta_P} \right)$	$\tau_P + 0.5 \theta_P$	$\frac{\tau_P \theta_P}{2 \tau_P + \theta_P}$	
PID Interacting	$\frac{1}{K_P} \left(\frac{\tau_P}{\tau_C + 0.5 \theta_P} \right)$	τ_P	$0.5 \theta_P$	
PID Ideal w/filter	$\frac{1}{K_P} \left(\frac{\tau_P + 0.5 \theta_P}{\tau_C + \theta_P} \right)$	$\tau_P + 0.5 \theta_P$	$\frac{\tau_P \theta_P}{2 \tau_P + \theta_P}$	$\frac{\tau_C (\tau_P + 0.5 \theta_P)}{\tau_P (\tau_C + \theta_P)}$
PID Interacting w/filter	$\frac{1}{K_P} \left(\frac{\tau_P}{\tau_C + \theta_P} \right)$	τ_P	$0.5 \theta_P$	$\frac{\tau_C}{\tau_C + \theta_P}$

Nota. Adaptada de Cooper, 2005

Figura D3.

Parámetros del Modelo FOPDT (A) / En la Plantilla de Sintonización de Controladores

Modelo FOPDT (A)	
K_p (Ganancia Proceso)	-2,11
τ_p (Constante de Tiempo del Proceso)	351,92
θ_p (Tiempo Muerto del Proceso)	110,00

Figura D4.

Controlador PID Ajustado a Partir del Modelo (A) / Utilizando Tres Modos de Ajuste Mediante el Método Lambda

Sintonización Agresiva		Sintonización Moderada		Sintonización Conservativa	
K_c (Ganancia Controlador)	-2,14 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,47 (pmol/min)/(mg/dl)	K_c (Ganancia Controlador)	-0,05 (pmol/min)/(mg/dl)
τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s	τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s	τ_i (Tiempo Integral)	406,92 s
τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s	τ_d (Tiempo Derivativo)	47,57 s

7.5 Anexo E: Conversión de unidades

En el Simulador Uva-Padova se implementa un modelo que utiliza unidades de mmol/l para definir la concentración de glucosa, mientras que en el sistema internacional se establece esta unidad como mg/dl. Por tanto, se hace necesario entender cómo se realizan las conversiones entre unidades por el simulador y el controlador que se está implementando en este trabajo.

- Unidad de concentración de glucosa en plasma

Para realizar la conversión de mmol/l a mg/dl, se debe desarrollar la siguiente operación:

$$8.32 \frac{\text{mmol}}{\text{l}} * 18.018 \frac{\text{mg/dl}}{\frac{\text{mmol}}{\text{l}}} = 150 \text{ mg/dl}$$

- Unidad de tasa de insulina

Para realizar la conversión de pmol/min a u/h, se debe desarrollar la siguiente operación:

$$\frac{203.73 \text{ pmol}}{\text{min}} * \frac{1 \text{ u}}{6.000 \text{ pmol}} * \frac{60 \text{ min}}{1 \text{ h}} = 2.0373 \text{ u/h}$$

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bondia, J., Vehí, J., Palerm, C. C., & Herrero, P. (2010). El Páncreas Artificial: Control Automático de Infusión de Insulina en Diabetes Mellitus Tipo 1. *RIAI - Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*. <https://doi.org/10.4995/RIAI.2010.02.01>
- Colmegna, P., Sánchez-Peña, R. S., & Gondhalekar, R. (2018). Linear parameter-varying model to design control laws for an artificial pancreas. *Biomedical Signal Processing and Control*, *40*, 208–213. <https://doi.org/10.1016/J.BSPC.2017.09.021>
- Cooper, D. J. (2005). Practical Process Control using Loop-Pro Software. In *Control Station, Inc.* One Technology drive.
- Dalla Man, C., Micheletto, F., Lv, D., Breton, M., Kovatchev, B., & Cobelli, C. (2014). The UVA/PADOVA Type 1 Diabetes Simulator: New Features. *Journal of Diabetes Science and Technology*, *8*. <https://doi.org/10.1177/1932296813514502>
- Danne, T., Nimri, R., Battelino, T., Bergenstal, R. M., Close, K. L., DeVries, J. H., Garg, S., Heinemann, L., Hirsch, I., Amiel, S. A., Beck, R., Bosi, E., Buckingham, B., Cobelli, C., Dassau, E., Doyle, F. J., Heller, S., Hovorka, R., Jia, W., ... Phillip, M. (2017). International Consensus on Use of Continuous Glucose Monitoring. *Diabetes Care*, *40*(12), 1631–1640. <https://doi.org/10.2337/DC17-1600>
- International Diabetes Federation. (2019). ATLAS DE LA DIABETES. *Atlas de La Diabetes de La FID*, *9*, 1–180. <https://diabetesatlas.org/es/>
- Karl Johan, Å., Tore, H., Kuo, B., Chen, C.-T., Paraskevopoulos, P. N., Paraskevopoulos, P. N., E.LeBlanc Steven, D. R. C., Goodwin, G. C., Graebe, S. F., Salgado, M. E., Morilla García, F., Rodríguez Rubio, F., Ortega Linares, M., Scharfstein, M., Gaurf, A, M. E. C. A. T. R. Ó. N. I. C., Walter, J., Dulhoste, J., Bomstein, Y., ... Muños-Sánchez, Y. (2009). Control PID avanzado. In *Modern Control Engineering* (Vol. 23, Issue 4). PEARSON EDUCACIÓN,S.A.
- León Vargas, F., Garelli, F., De Battista, H., & Vehí, J. (2013). Postprandial blood glucose control using a hybrid adaptive PD controller with insulin-on-board limitation. *Biomedical Signal Processing and Control*, *8*. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2013.06.008>
- Molano Jimenez, A., & León Vargas, F. (2017). Uva/Padova T1DMS dynamic model revision: For embedded model control. *2017 IEEE 3rd Colombian Conference on Automatic Control, CCAC 2017 - Conference Proceedings, 2018-Janua*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/CCAC.2017.8276390>
- Ogata, K. (2010). *Ingeniería de Control Moderna* (M. M. Romo & M. Esther (eds.); 5th ed.). PEARSON EDUCACIÓN,S.A. <https://doi.org/10.1088/1751-8113/44/8/085201>
- Steil, G. M., Rebrin, K., Darwin, C., Hariri, F., & Saad, M. F. (2006). Feasibility of Automating Insulin Delivery for the Treatment of Type 1 Diabetes. *Diabetes*, *55*. <https://doi.org/10.2337/db06-0419>
- Steil, G. M., Weinzimer, S. A., Swan, K. L., Dziura, J., Kurtz, N., & Tamborlane, W. V. (2008). Fully Automated Closed-Loop Insulin Delivery Versus Semiautomated Hybrid Control in Pediatric Patients With Type 1 Diabetes Using an Artificial Pancreas. *Diabetes Care*, *31*(5), 934–939. <https://doi.org/10.2337/dc07-1967>

Van Doren, V. (2013). Fundamentals of lambda tuning. *Control Engineering*, 60(4), 33–36.
<https://www.controleng.com/articles/fundamentals-of-lambda-tuning/>