

# Una interfase para el suministro automático de medicamento

Claudia P. Flores-Gutiérrez<sup>1</sup>, Griselda Quiroz<sup>2</sup> y C. Hernández-Rosales<sup>3</sup>

Recibido: 21 de septiembre de 2005 – Aceptado: 1 de marzo de 2006

## RESUMEN

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados obtenidos durante el desarrollo de una interfase gráfica para el suministro automático de medicamento. Particularmente, se encuentra enfocado hacia la enfermedad de Diabetes Mellitus tipo 1 (DMT1). Esta interfase cuenta con algoritmos matemáticos que calculan la cantidad de insulina requerida por un paciente diabético, y además regula su suministro por medio de una bomba electromecánica. De esta forma la interfase tiene como propósito establecer comunicación entre los algoritmos de control y el dispositivo mecatrónico que llamaremos “la bomba”. Además de proveer un ambiente gráfico al usuario que facilite, por ejemplo, observar la cantidad de insulina que suministra la bomba, compararla con la cantidad calculada, o incluso simular condiciones críticas que conlleven a estados de hipo e hiperglucemia; todo esto con el fin de que tanto el paciente como el médico prevengan dichas situaciones. Actualmente esta interfase comprende 2 versiones, a) una versión para PC basada en el software de MatLab<sup>®</sup>, llamada *Insulin-A1.0* y b) la versión *Insulin-A2.0* basada en el lenguaje de programación “Java”.

**Palabras Clave:** Control asistido por computadora, interfase computacional, control de diabetes, suministro de insulina, bomba electromecánica.

---

## A Computational interface for automatic medicine infusion

### ABSTRACT

This paper shows the results regarding the development of a computational interface used to calculate and supply automatically amounts of drugs. Particularly, it is focus to the type-1 Diabetes Mellitus disease. This interface has been programmed with mathematical algorithms that compute the amount of insulin (dosage) that requires a type-1 diabetic patient to regulate his or her concentration of blood glucose. It also controls the drug dosage being supplied to a patient by handling an electromechanical pump. Furthermore, this interface not only establishes the communication between the control algorithms and the pump, but it also provides the user a graphical environment that allows him or her: to monitor the automatic insulin delivery rate, to compare the dosage delivered by the pump with the one computed by the algorithms, to simulates critical conditions associated to hypo or hyperglycaemic levels to anticipate possible preventive actions to be taken either by the medic or the patient; amongst others. Currently this interface comprises two versions, a) a PC version based in MatLab<sup>®</sup>, called *Insulin A1.0* and b) the *Insulin A2.0* version based on the Java programming language.

**Keywords:** computed-aided automatic control, computational interphase, diabetes control, insulin delivery, electromechanical pump.

---

<sup>1</sup> Asistente de Investigación adscrita a la División de Matemáticas Aplicadas y Sistemas Computacionales (DMASC), del Instituto Potosino de Investigación Científica y Tecnológica (IPICYT). patricia@ipicyt.edu.mx

<sup>2</sup> Estudiante de doctorado del postgrado en el área de control y sistemas dinámicos del IPICYT.

<sup>3</sup> Técnico Académico Asociado “B”, adscrito a la DMASC del IPICYT.

## 1. INTRODUCCIÓN

La Diabetes Mellitas (DM), una enfermedad crónico-degenerativa, constituye actualmente un problema crítico de salud pública no solo en México sino en el Mundo. Tan solo la Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que hoy en día existen 150 millones de diabéticos en el mundo y este número podría duplicarse para el 2025. De hecho en los últimos años, este padecimiento se ha convertido en la primera causa de muerte en México, y representa uno de los principales motivos de atención médica en las instituciones de asistencia social, trayendo por consecuencia enormes repercusiones económicas.

Las clases más comunes de DM son: (i) Diabetes Mellitus Tipo 1 (DMT1) y (ii) Diabetes Mellitus Tipo 2 (DMT2). La forma más frecuente es la del tipo 2 con un 98 - 99% del total de los casos de diabetes en México, y se le relaciona directamente con la obesidad, malos hábitos alimenticios y falta de ejercicio. La del tipo 1, conocida anteriormente como diabetes juvenil, aparece con mayor frecuencia en personas menores de 30 años, no obstante puede aparecer a cualquier edad. Su característica principal es la incapacidad del cuerpo para producir **insulina**, una hormona que hace posible la utilización de la glucosa (obtenida de los alimentos) por parte de las células del organismo.

De los 2 tipos la menos frecuente pero la más peligrosa es la del Tipo 1, principalmente porque para mantener la concentración de glucosa en los niveles normales los pacientes deben suministrarse la insulina de forma externa usando jeringas graduadas de 100 UI (1 ml). Un problema asociado a la terapia tradicional es que normalmente el paciente desconoce a ciencia cierta las dosis requeridas por su cuerpo, las cuales varían de acuerdo a su estilo de vida, ejercicio y disciplina a la hora de tomar sus alimentos, por lo que comúnmente éstos se suministran dosis diferentes a la requeridas a pesar de que estas dosis son prescritas por su médico, la diferencia se debe a que estas dosis son calculadas de acuerdo a la experiencia del médico y al historial del paciente sin contemplar mucho otros factores lo que conlleva a sobredosis o a efectos secundarios negativos en su salud a largo plazo.

No obstante y a pesar de los múltiples esfuerzos de la comunidad médica científica por encontrar nuevos medicamentos ó mejorar los trasplantes de páncreas (órgano encargado de producir la insulina), aún no se vislumbra a mediano plazo una cura para esta enfermedad. Aunado a esto existen investigadores de otras áreas (biomédicas) que buscan proporcionar herramientas para mejorar la terapia médica actual. Es

por esta razón que el objetivo de este trabajo y de la línea de investigación a la que pertenecen la mayoría de los resultados aquí expuestos es la de proporcionar una alternativa que facilite y mejore la terapia tradicional de la DMT1.

En un paciente sano, la insulina liberada por el páncreas mantiene la concentración basal de glucosa en sangre aproximadamente en el rango de 70-120 mg/dL (estado llamado euglicemia). Con la ausencia de insulina, como ocurre en DMT1, la concentración de glucosa en sangre puede alcanzar niveles superiores a 120 mg/dl ya que por la ausencia de insulina, la glucosa no entra en las células y se acumula en la sangre, dando lugar a hiperglicemia.

Por otro lado, en casos donde se presente una sobredosis de insulina en un paciente con DMT1, la concentración de glucosa puede descender a valores menores de 70 mg/dL provocando un estado de hipoglucemia. En la terapia tradicional la cantidad de insulina que debe suministrarse el paciente es calculada por el médico; sin embargo como las dosis no se modifican automáticamente, comúnmente se incurre en sobredosis de insulina y como consecuencia a efectos secundarios a largo plazo, por ejemplo dolor de cabeza y en situaciones persistentes a un estado de coma. Por otro lado un estudio en Reino Unido mostró que una terapia de insulina continua y precisa puede reducir las complicaciones causantes de ceguera en un 76 %, las amputaciones en un 60 % y las enfermedades renales en un 54 % (N Engl J Med, 1993). Por esta razón y considerando los beneficios de una terapia controlada surge la motivación de estudiar alternativas que ayuden al paciente diabético a controlar su enfermedad y por ende a mejorar su calidad de vida.

A principios de la década de 1970, la comunidad científica de Control Automático, empezó a ver a la DMT1 como un problema de control, ya que la finalidad de su tratamiento tradicional es el mantener al paciente en estado de euglicemia, por tanto es posible plantearlo como un problema de regulación. De esta manera, el problema se ha abordado haciendo uso de diferentes estrategias de control por ejemplo, redes neuronales (aprendizaje artificial), control adaptable (utilizado cuando no se tiene información suficiente del sistema), control robusto (estrategia que permite controlar al sistema en presencia de perturbaciones o incertidumbres definidas), por mencionar solo algunos. Un ejemplo de ellos es un grupo de trabajo Europeo que se encuentra investigando en la línea de control predictivo para la regulación de glucosa en personas con DMT1 llamado ADICOL (<http://www.adicol.org>). Este

grupo ha reportado diversos trabajos sobre técnicas de control como también en la construcción de dispositivos automáticos de infusión de insulina.

En México también existe investigación en esta área empleando herramientas de control robusto, geométrico y difuso para el desarrollo de algoritmos de control que calculen las dosis de insulina a suministrar (Ruiz-Velázquez, 1999; Ruiz-Velázquez, 2003; Hernández-Ordóñez, 2003; Gallegos-Lara, 2003) y con el fin de emular los algoritmos de control han sido desarrollados dispositivos para la infusión automática de insulina (Hernández-Rosales, 2002; Quiroz-Compeán, 2003, Tristán-Tristán, 2005) y también se trabaja en el desarrollo de interfases gráficas para contar con control asistido por computadora de los dispositivos de infusión de medicamento (Flores-Gutiérrez, 2003; Vázquez-Soria, 2004).

En lo que respecta a control asistido por computadora, actualmente existen simuladores que a base de preguntas y respuestas orientadas hacia adultos y adolescentes les ayuda a comprender mejor la enfermedad de la DMT1 (Lehmann and Deutsch, 1996; Lehmann, 2001). También existen juegos para niños donde se explican conceptos como hipoglucemia e hiperglucemia (Lehmann, 1997). Un ejemplo de estos simuladores es el “AIDA” el cual

esta disponible de manera gratuita en la red. En este simulador se le sugiere al usuario, en base a mediciones de concentración de glucosa en sangre y al contenido de carbohidratos en las comidas la cantidad de insulina que debe suministrarse en preparaciones de insulina de acción rápida y lenta. La diferencia entre AIDA y la interfase aquí presentada es que la primera tiene fines de demostraciones y educativos mientras que la segunda además de esto cuenta con la programación de algoritmos de control que calculan las dosis de insulina de forma automática y además comunicación serial con el objetivo de enviarle al dispositivo la cantidad de insulina a suministrar.

A continuación se muestra un esquema que representa las investigaciones que se han hecho entorno a mejorar la terapia de la DMT1, teniendo como objetivo construir un páncreas artificial donde se cuenta con un controlador que determine la cantidad de insulina a suministrar, una interfase que a través del puerto serial envíe dicha cantidad a una bomba para que ésta la suministre al paciente diabético, es importante mencionar que todavía no se ha incluido el sensor de glucosa en los resultados presentados ya que la investigación se encuentra en etapa de simulación (ver Figura 1.1).

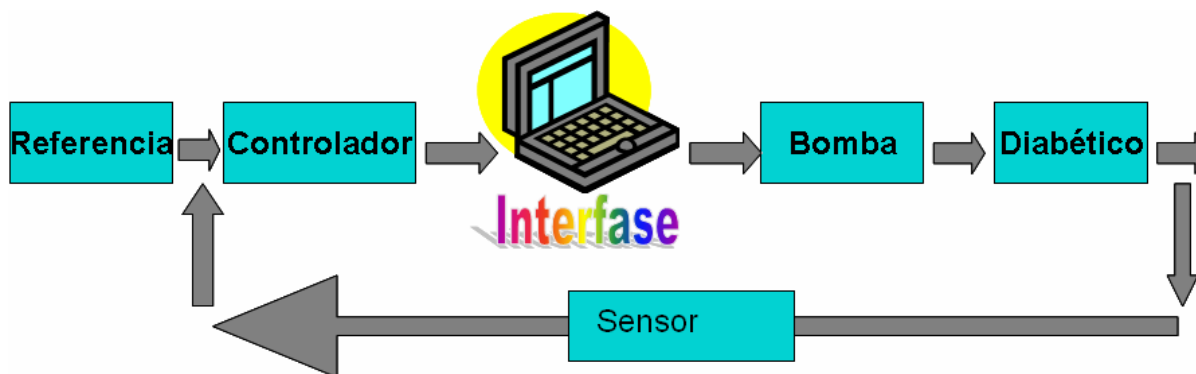


Figura 1.1 Diagrama esquemático que representa un páncreas artificial.

## 2. DESCRIPCIÓN DE LA INTERFASE

Inicialmente la interfase llamada INSULIN-A se desarrolló en la plataforma de MatLab® de la compañía The Mathworks. Este software cuenta con poderosas librerías como Simulink, control de instrumentos (Instrument Control) e interfase gráfica de usuario (Graphical User Interface, GUI) las cuales proporcionan las herramientas necesarias para tener un alto grado de confiabilidad y precisión en los cálculos matemáticos además de proporcionar un ambiente amigable al usuario. En la interfase se

encuentran programados el modelo matemático del diabético, el modelo de la bomba y los algoritmos de control encargados de calcular la cantidad de insulina a suministrar. Esta interfase permite al usuario establecer comunicación serial con la bomba; establecer el protocolo de comunicación y además elegir la técnica y el algoritmo de control a implementar o simular, el diseño del algoritmo es independiente al de la interfase, es decir, se puede agregar cualquier algoritmo de control sin ningún problema. Cabe mencionar que el modelo matemático

programado en la interfase, representa las características de un hombre adulto con DMT1, con peso aproximado de 70 kg. y estatura de 1.70 m.

A continuación se describe brevemente la interfase. La pantalla principal cuenta con opciones de implementación y simulación. En la opción de “Implementación” es posible utilizar controladores diseñados con técnicas de control robusto (LMI y Riccatti), la primera opción de simulación es “Simulación C-G” cuentan con los controladores diseñados con técnicas de control geométrico y por último la opción “Simulación C-R” cuyas subopciones son: Controladores H-inf y modelos a lazo abierto. En la parte derecha de la pantalla cuenta con una breve descripción de los controladores así como sus referencias para consultas posteriores (ver Figura 2.1).

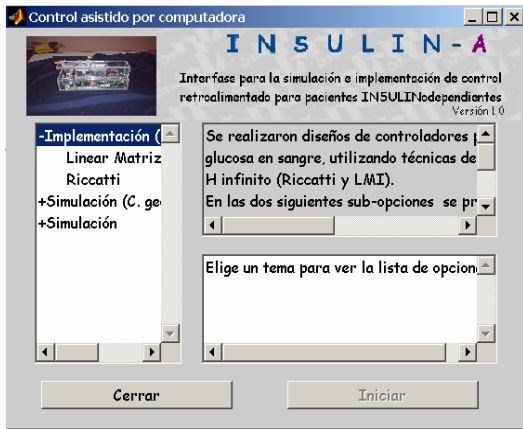


Figura 2.1. Pantalla principal de la interfase para el suministro automático de medicamento



Figura 2.2. Implementación del controlador de Riccatti

La Figura 2.2 muestra la pantalla de implementación para el controlador Riccatti donde la gráfica

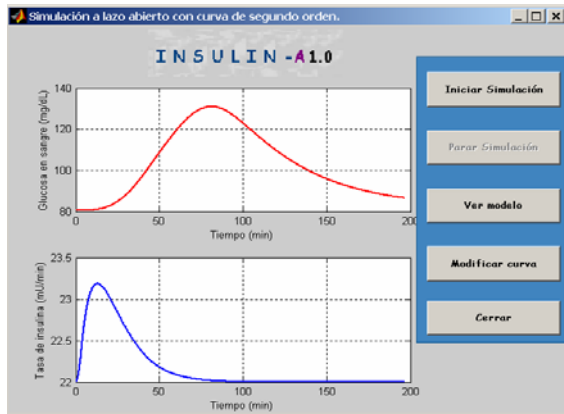
desplegada es la cantidad de insulina suministrada por la bomba, además es posible determinar parámetros de control de la bomba como son el tiempo de restauración y la ganancia proporcional ( $K_p$ ), tiene un cuadro de texto para determinar el tiempo de comunicación con la bomba, para enviar la cantidad de insulina a suministrar (referencia) y si el usuario lo determina, los parámetros de control de la bomba, además cuenta con un botón que permite ver el esquema en bloques del modelo del diabético en Simulink, también cuenta con la opción llamada “más gráficas” que permite ver otras gráficas a fin de comparar la cantidad suministrada con la calculada y el nivel de glucosa en sangre. Cabe mencionar que se cuenta con un protocolo de comunicación para especificar si se están enviando los parámetros de control de la bomba o la cantidad de insulina a suministrar (referencia). Es importante señalar que al ocurrir alguna falla en la comunicación con la bomba, ésta por seguridad mantiene un suministro constante de 22 mili-unidades de insulina por un determinado tiempo hasta restablecerse la comunicación, en caso de no hacerlo la interfase interrumpe la implementación, apareciendo un cuadro de diálogo informando al usuario la situación, ver Figura 2.3.



Figura 2.3. Pantalla de implementación del controlador LMI, el cuadro de dialogo indica que la implementación será interrumpida.

La Figura 2.4 muestra una simulación con tasa de insulina determinada por una función de transferencia de segundo orden, de acuerdo a resultados reportados una función de transferencia de segundo orden simula el comportamiento de la dinámica de la glucosa en un paciente sano, es decir como es la absorción de la glucosa en el organismo. En la parte superior de la pantalla muestra la gráfica del nivel de glucosa en sangre del paciente diabético y en la parte inferior muestra la gráfica de la tasa de insulina suministrada. Esta opción cuenta con un botón llamado “modificar curva”, el cual permite modificar los parámetros de la

función de transferencia de segundo orden, con el fin de simular diferentes cantidades de carbohidratos en la ingesta.



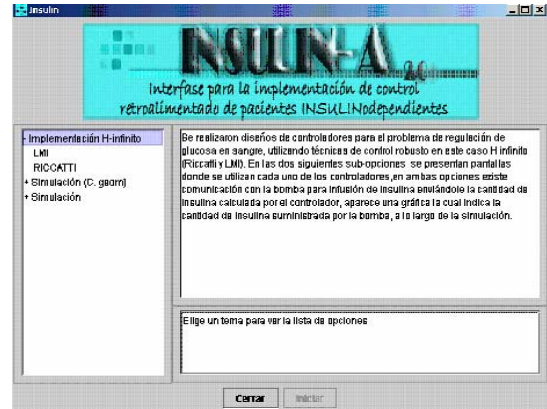
**Figura 2.4.** Experimento realizado con tasa de insulina que simula la dinámica de la glucosa en un paciente sano (función de transferencia de segundo orden).

**2.1 Interfase en plataforma C**

La interfase desarrollada bajo la plataforma de MatLab® cumple con las expectativas esperadas, sin embargo existe un inconveniente en cuanto a su portabilidad, debido a que este software es de alto costo y además de altos requerimientos de hardware por ello surge la necesidad de desarrollar una segunda interfase en una plataforma con mayor portabilidad.

Con estos requerimientos de portabilidad se eligió el lenguaje de programación Java, por ser considerado un software que no depende del sistema operativo o del procesador utilizado. Esta segunda interfase cuenta con la estructura de la primera, es decir las mismas opciones, ver Figura 2.1.1. No obstante a pesar de que Java proporciona mayor portabilidad en comparación con otros lenguajes, su rendimiento para realizar operaciones matemáticas complejas es bajo.

Por esta razón y para cuantificar su rendimiento se realizaron pruebas preliminares en “C” donde se pudo comparar el tiempo de ejecución con Java, concluyendo que es más factible utilizar el lenguaje “C” que además de alto rendimiento en ejecución también cuenta con alto grado de portabilidad y pensando a futuro donde se desea diseñar la interfase para una computadora de bolsillo la mejor opción es el lenguaje “C”.



**Figura 2.1.1.** Pantalla principal de la segunda interfase (plataforma Java) para el suministro automático de medicamento.

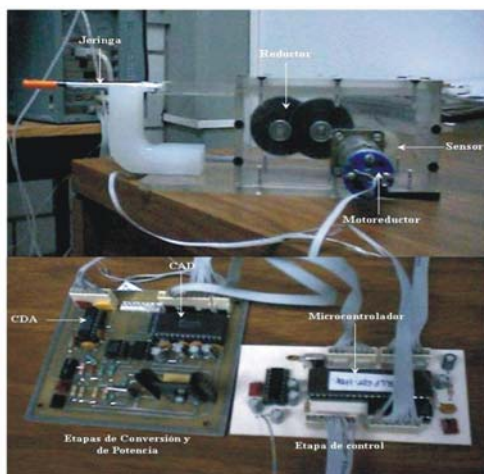
**3. DESCRIPCIÓN DE LA BOMBA**

Existen tres prototipos de bomba para el suministro de medicamento, dos de ellos terminados y el tercero en proceso, estos dispositivos electromecánicos constan de dos etapas principalmente: una mecánica y otra electrónica, las características de cada prototipo se definen de acuerdo a sus funciones y se describen brevemente a continuación.

**3.1 Prototipo A**

El objetivo de este prototipo es suministrar dosis en bolos por lapsos de tiempo determinados en la terapia médica. Los bolos son cantidades en el orden de 1 a 20 unidades de insulina (UI) que se suministran minutos antes de cada comida.

El funcionamiento de esta bomba es como sigue: la parte electrónica es la encargada de controlar el suministro de medicamento por medio de la manipulación de un motor pequeño. La etapa mecánica, compuesta por un tren de engranes, es la que se encarga de reducir la velocidad del motor para facilitar el micro-posicionamiento del émbolo de la jeringa, es decir permite desplazar el émbolo hasta un punto específico con una precisión micrométrica. Para iniciar el suministro, la bomba recibe una señal de referencia de la computadora (cantidad de insulina a suministrar) y el microcontrolador, cerebro de la etapa electrónica calcula el voltaje necesario para que el motor gire las revoluciones necesarias para desplazar el émbolo hasta que la cantidad indicada es suministrada, en ese momento el microcontrolador detiene el motor y espera una nueva referencia. Esta bomba es capaz de suministrar dosis de 0.1 hasta 50 UI. La Figura 3.1 muestra la fotografía del prototipo A en su etapa de desarrollo.

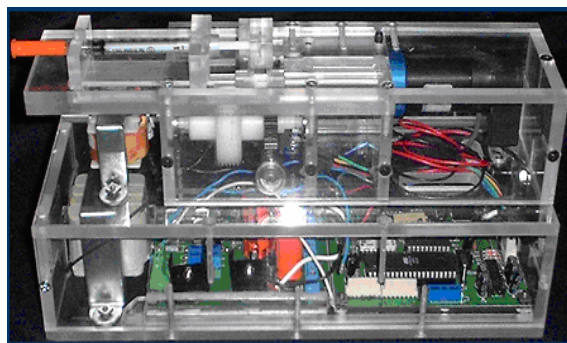


**Figura 3.1.** Bomba prototipo A, suministra bolos de insulina.

### 3.2 Prototipo B

El objetivo de este segundo prototipo es el suministro continuo de insulina, a diferencia del prototipo A, en este prototipo se tiene control sobre la tasa a la que se inyecta la insulina. La etapa de engranes tiene como función proporcionar la energía mecánica necesaria para mover el émbolo a la velocidad tal que la jeringa suministre la cantidad de insulina indicada por el algoritmo de control, programado en la interfase, por minuto. La etapa electrónica tiene una estructura similar al prototipo anterior, pero su función consiste en controlar la velocidad a la que se mueve el émbolo. Así el movimiento del émbolo es sostenido hasta que el contenido de la jeringa se vacía.

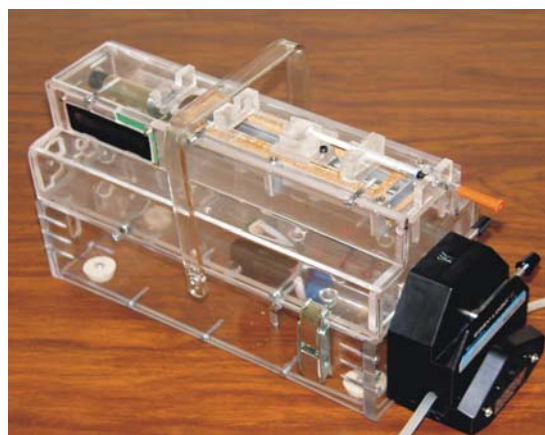
La Figura 3.2 muestra dicho prototipo que al igual que en el prototipo A, cuenta con comunicación serial, esto permite que por el puerto serial del ordenador se le envíe la cantidad de insulina a suministrar. Esta bomba es capaz de suministrar tasas de insulina de 7mUI hasta 100mUI.



**Figura 3.2.** Bomba prototipo B, suministra tasa continuas de insulina.

### 3.3 Prototipo C

Considerando la posibilidad de hipoglucemia, es decir niveles de glucosa menores de 70 mg/dL, lo cual no es considerado en los prototipos anteriores, se diseñó un tercer prototipo llamado C, que además de insulina también pudiera suministrar glucosa. Al igual que los prototipos anteriores consta de una etapa mecánica que se encarga de reducir la velocidad del motor pero en este caso se divide en dos: i) para suministro de glucosa y ii) para suministro de insulina. La primera consta de una transmisión tipo tornillo de avance, que desplaza el émbolo para el suministro de insulina. La segunda consta de un cabezal peristáltico que utiliza la presión de varios rodillos para suministrar la glucosa contenida en un recipiente. Este prototipo tendrá la capacidad de suministrar de 7 a 168 mU de insulina y de 437.5  $\mu$ l a 10.5ml de glucosa. La comunicación de este prototipo también será serial. La Figura 3.3 muestra un esquema de lo que será el tercer prototipo de la bomba para infusión de medicamento.



**Figura 3.3.** Bomba prototipo C, capaz de suministrar glucosa e insulina.

## 4. EXPERIMENTOS

La implementación experimental de la interfase fue realizada usando el prototipo B, como se muestra en la Figura 4.1, tres experimentos se llevaron a cabo, el primero de ellos con entradas de ingesta para desayuno con 100g de carbohidratos, comida con 200g y cena con 200g, con horario de 8:00 a.m., 12:00 p.m. y 8:00 p.m. respectivamente, es decir tuvo ingesta a deshoras, esto se describe en la Figura 4.2.

Los resultados de este experimento se muestran en la Figura 4.3, la parte superior de la pantalla muestra la gráfica de la cantidad de insulina calculada por el controlador y la suministrada por la bomba y en la

parte inferior la gráfica del nivel de glucosa en sangre. Es posible observar que la cantidad calculada por el controlador es prácticamente la misma que suministra la bomba, esto depende del tiempo que se establezca para enviar la señal de referencia a la bomba, es decir mientras más pequeño sea este tiempo mejor será la aproximación entre la cantidad de insulina suministrada y calculada, en este caso se eligió un tiempo de 5 minutos. Como comentario del primer experimento es que se obtuvo un resultado favorable debido a que se mantiene el nivel de glucosa del paciente dentro del rango de euglicemia (70-120mg/dL).

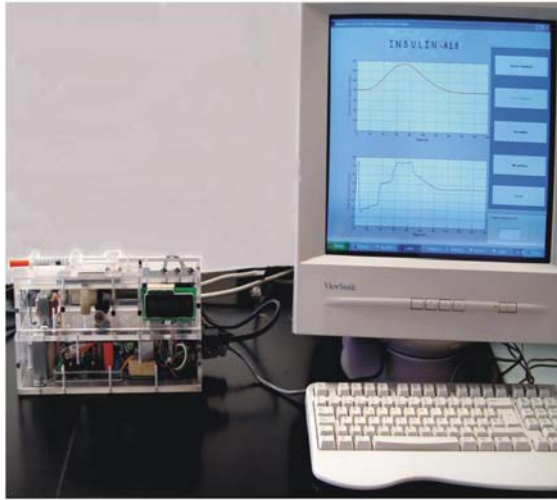


Figura 4.1. Fotografía de la bomba y la interfase comunicadas a través del puerto serial.

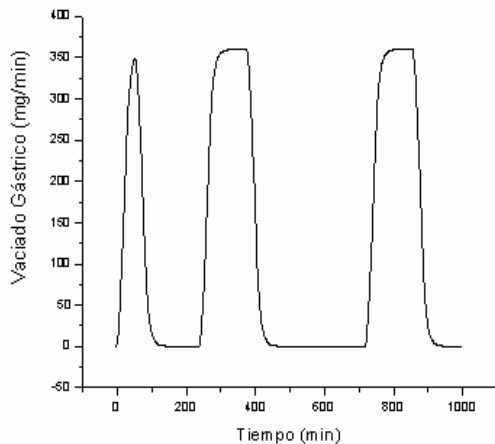


Figura 4.2. Entrada de ingesta para el primer experimento.

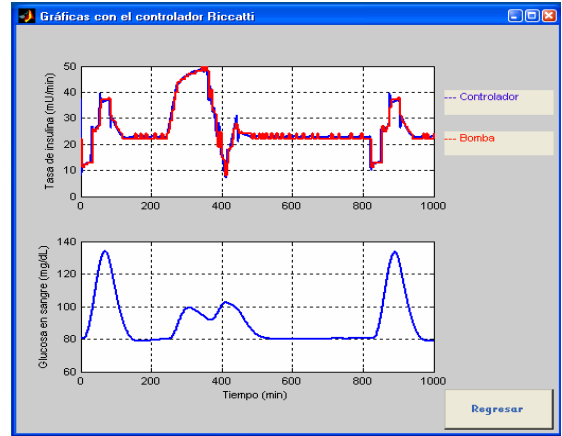


Figura 4.3. Implementación del controlador Riccati con comidas a deshoras.

El segundo experimento también con el controlador de Riccati, se realizó con la misma cantidad de carbohidratos en la entrada de ingesta pero con los siguientes datos, el tiempo de ingesta en comida fue de 14:00 p.m. y además el tiempo de comunicación con la bomba fue de 20 minutos. Es posible observar que la diferencia entre la cantidad de insulina calculada por el controlador y la suministrada es mayor con este tiempo, ver Figura 4.4, sin embargo la regulación en la concentración de glucosa del paciente es aceptable debido a que mantiene al paciente en el rango establecido, podemos concluir que este tiempo de comunicación es adecuado para obtener los resultados requeridos.

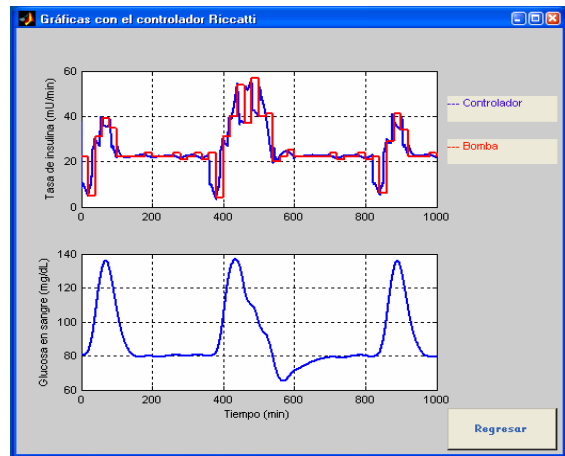
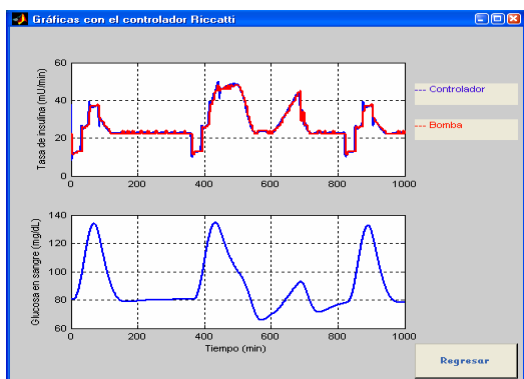


Figura 4.4. Implementación modificando el horario de comidas y con un tiempo de comunicación de 20 minutos.

El tercer y último experimento consistió en agregar un refrigerio entre la comida y la cena, con un tiempo de comunicación de 5 minutos; obteniéndose

resultados similares que en el primer experimento es decir se logró mantener al paciente en un estado de euglicemia, con ello se puede decir que el algoritmo de control respondió bien a los refrigerios agregados y además se tuvo buena comunicación serial entre la interfase y la bomba dando como resultado que la cantidad de insulina calculada fue la que se suministró. Ver Figura 4.5. De forma análoga se realizó la implementación con el controlador LMI, donde los resultados fueron similares a los obtenidos con el controlador Riccati.



**Figura 4.5.** Implementación agregando un refrigerio entre comida y cena con un tiempo de comunicación de 5 minutos.

## 5. CONCLUSIONES

En este trabajo se mostró la importancia de mejorar la terapia médica en DMT1, lo cual implica investigación y desarrollo en distintos tópicos, tanto en el diseño de algoritmos de control, como en el desarrollo de dispositivos electromecánicos y además el desarrollo de interfaces computacionales que nos permitan tener control asistido por computadora con fines de infusión automática de medicamento, en este caso insulina, pero podría ser cualquier tipo de medicamento ya que los cambios requeridos no serían directamente en la interfase si no en el dispositivo de suministro (bomba). Fue posible verificar que la cantidad que calcula el algoritmo de control es la que suministra la bomba. Es posible agregar nuevos algoritmos de control debido a que la interfase no tiene restricciones en este aspecto. El principal objetivo para un futuro es proporcionar una herramienta computacional de apoyo tanto para los pacientes como para los médicos con el propósito de brindar educación y mejorar el estilo de vida del paciente diabético.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Flores-Gutiérrez C.P. (2003). “Control asistido por computadora de bomba para infusión de insulina”, Tesis de maestría, CIEP, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.
- Gallegos-Lara M. (2003). “Control no lineal MIMO para regular el nivel de glucosa en sangre humana”, Tesis de maestría, CIEP, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.
- Hernández-Ordóñez M. (2003). “Control Geométrico SISO para la regulación de glucosa en sangre humana en diabéticos tipo I”, Tesis de maestría, CIEP, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.
- Hernández-Rosales C. (2002). “Instrumentación de una bomba electromecánica para el suministro de insulina”, Tesis de licenciatura, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.
- Lehmann E.D and Deutsch T. (1996). Computer assisted diabetes care: 6-year retrospective, “Computer Methods and Programs in Biomedicine”, vol. 50, pp. 209-230.
- Lehmann E.D. (2001). The freeware AIDA interactive educational diabetes simulator- [http://www.2aida.org-\(2\)](http://www.2aida.org-(2)) Simulating glycosylated haemoglobin (HbA) leves in AIDA v4.3, “Diagnostics and Medical Technology”, pp.516-525.
- N Engl J Med. The effect of Intensive Treatment of Diabetes on the Development and Progression of Long-Term Complications in Insulin-Dependent Diabetes Mellitus, **329**, pp. 977-986.



Quiroz-Compeán C. (2003). “Instrumentación de una bomba para el suministro de insulina”, Tesis de licenciatura, Instituto Tecnológico de San Luis Potosí, México.

Ruíz-Velázquez E. (1999). “Regulación Robusta del nivel de glucosa en sangre”, Tesis de maestría, CIEP, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.

Ruíz-Velázquez E. (2003). “Regulación Robusta de glucosa en sangre: diabetes tipo 1”, Tesis doctoral, CIEP, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.

Tristán-Tristán B. (2005). “Diseño e instrumentación de una bomba para el suministro de insulina y glucosa en esquemas de control MIMO”, Tesis de licenciatura, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México.

Vázquez-Soria B. (2004). “Portabilidad de interfase para control asistido por computadora de bomba de suministro de medicamento”. Reporte interno, Instituto Potosino de Investigación Científica y Tecnológica, San Luis Potosí, México.

---

Este documento se debe citar como:

Flores-Gutiérrez C. P., Quiroz G. y Hernández-Rosales C. (2006). **Una interfase para el suministro automático de medicamento**. *Revista Ingeniería*, 10-1, pp.49-57. ISSN: 1665-529X

Este trabajo se publicó en las Memorias del Primer Congreso de Control aplicado a Ciencias Biomédicas, SECCIÓN-VERP ST2-JT, celebrado en Ciudad del Carmen, Campeche el 1 y 2 de Septiembre 2005.