



Diseño Y Construcción De Un Prototipo Funcional De Una Bomba De Infusión Peristáltica Circular

Design And Construction Of A Functional Prototype Of A Rotary Peristaltic Infusion Pump

C. Saldarriaga *^a, S. E. Rodríguez ^a, A. A. Velásquez ^a

^a Grupo de Instrumentos Didácticos, Científicos y de Control Industrial, Universidad EAFIT A. A. 3300, Medellín, Colombia.

Recibido 10.04.10; Aceptado 24.05.10; Publicado en línea 04.09.11.

Resumen

El presente artículo contiene las etapas de desarrollo de un proyecto de diseño y construcción de un prototipo funcional de una Bomba de Infusión Peristáltica Circular para la administración de medicamentos de forma controlada. Se diseñó e implementó un montaje mecatrónico compuesto por un mecanismo peristáltico giratorio, un circuito electrónico con un microcontrolador programado para la generación de alarmas y el control de la dosificación, una fase de sensado de caudal, burbuja y oclusión y una interfaz del usuario para la visualización y el ingreso de los datos de infusión. Se describió el funcionamiento general del sistema.

Palabras Clave: Bomba de infusión; Instrumentación médica; Sensor de gotas; Sensor de burbuja.

Abstract

This article reports the design and construction of a functional prototype of a rotary peristaltic infusion pump for the controlled administration of medications. A mechatronic assembly comprising a rotary peristaltic mechanism, an electronic circuit with a programmed microcontroller to generate alarms and control the dosage, a flow, bubble and occlusion sensing system and a user interface for the visualization and data entry of infusion were designed and implemented. The general behaviour of the system was described.

Keywords: Infusion pumps; Medical instrumentation; Drop sensor; Bubble sensor.

PACS: 87.90.+y.

©2011. Revista Colombiana de Física. Todos los derechos reservados.

1. Introducción

Una bomba de infusión es un dispositivo electro-mecánico que permite realizar una dosificación controlada y precisa de sustancias según una programación previa efectuada. Usualmente son empleadas en casos donde la precisión y un aporte específico de fluido se hacen necesarios, por lo que cumplen un papel importante como equipo médico para facilitar la administración parenteral de medicamentos y nutrientes según los requerimientos de los pacientes [1,2].

La eficiencia demandada para los equipos del sector sa-

lud es alta, en tanto que desempeñan labores riesgosas que están comprometidas con el estado clínico del paciente. La vía parenteral constituye un elemento de riesgo en relación con los errores de medicación, la inexactitud puede ser un factor importante y causar complicaciones en ciertas circunstancias en las que es preciso garantizar una regularidad en la dosificación [1].

De acuerdo con estas especificaciones, un sistema de infusión debe estar capacitado para realizar las acciones necesarias para que sus salidas alcancen los valores deseados, es decir, que se dosifique la cantidad de fluido programado

*csalda13@eafit.edu.co

por el usuario en un tiempo determinado. Así mismo, éste debe detectar situaciones y condiciones de trabajo que representen un riesgo potencial para el paciente tales como la presencia de burbujas u oclusiones en la línea de infusión [3,4].

De esta forma, conscientes de la necesidad de incursionar en el desarrollo de instrumentos de buenas prestaciones y bajo costo que puedan contribuir al avance de nuestro país en materia de instrumentación médica, emprendimos el diseño y construcción de una bomba de infusión peristáltica circular que permita controlar no solo el volumen dosificado, sino también las alarmas de burbuja y oclusión. Se implementaron dos sistemas de sensado confiables y viables económicamente: uno para gotas y otro para la presencia de burbujas dentro del canal de infusión. A continuación se reporta el diseño y construcción del dispositivo.

2. Diseño y Construcción

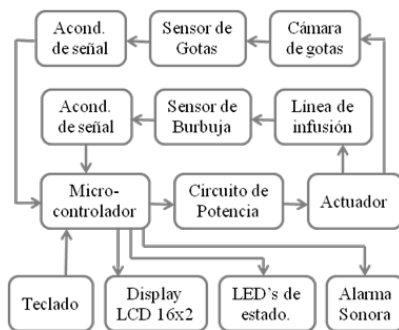


Fig. 1: Diagrama de bloques de las etapas funcionales de la bomba de infusión peristáltica circular desarrollada.

El reconocimiento de las variables implicadas en el sistema determinó el diseño de la bomba de infusión peristáltica circular a desarrollar. El análisis en lazo abierto permite identificar directamente dos aspectos fundamentales: un mecanismo actuador que está relacionado con la causa del movimiento del fluido y una salida referida a una tasa de infusión regulada por el transporte del fluido. El actuador ejerce una presión positiva capaz de superar la presión intravenosa y las diferentes resistencias que se producen en la línea de infusión para lograr impulsar la solución [5]. De este modo el control del caudal se debe hacer manipulando el mecanismo actuador y el valor real del mismo debe ser reportado en el tiempo para retroalimentar el sistema. Además, el sistema también deberá garantizar la revisión de un estado de oclusión y presencia de burbuja para un mejor funcionamiento, por lo que estos dos aspectos también deben considerarse dentro de la retroalimentación.

Con las condiciones anteriores se puede hablar de una

variable manipulable: velocidad del mecanismo actuador, una variable de control: el caudal que mediante goteo permite revisar la dosificación actual real y dos variables de retroalimentación: la presencia de oclusión detectada a partir del goteo y el comportamiento de la luz en la línea del fluido quien como se verá más adelante nos determinará la existencia de burbujas.

El sistema se compone de cuatro etapas funcionales: 1. Interacción usuario–dispositivo, 2. Mecanismo actuador, 3. Reatrolimentación y 4. Control y generación/captación de señales. Estas etapas pueden observarse en la Fig. 1.

Una señal PWM generada por un microcontrolador 16F876A [6] se ingresa a un circuito de potencia que controla un motor DC. Este motor está acoplado a un mecanismo circular con rodillos (mecanismo peristáltico circular) formando el actuador del sistema. El mecanismo presiona contra un ajuste circular una manguera siliconada o línea de infusión, de tal manera que cuando se genera la señal PWM se activa el giro del motor haciendo que el mecanismo rote y propulse el movimiento de un fluido dentro de la manguera. Posteriormente se hace ingresar la manguera por un canal donde se ubica un sensor para detección de burbujas. De forma paralela el movimiento del fluido ocasiona un goteo en una cámara transparente, en la cual se adapta otro sensor óptico para oclusión y revisión del caudal dosificado. Esta es una cámara de goteo de los accesorios para venoclisis que se encuentra en la parte inferior de la bolsa de solución. Esta descripción se encuentra esquematizada en la Fig. 2.

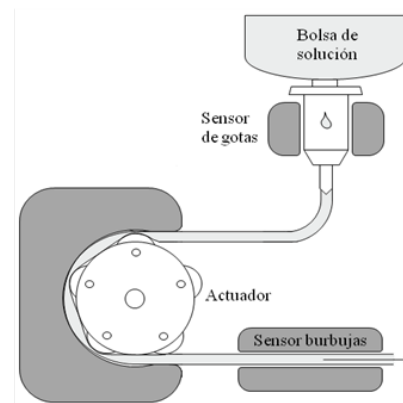


Fig. 2: Esquema del mecanismo de acción y la ubicación de sensores del sistema de infusión desarrollado.

Posteriormente las señales de salida de ambos sensores son acondicionadas por dos circuitos para que éstas ingresen al microcontrolador. El microcontrolador es quien regula el funcionamiento del sistema a través de un algoritmo previamente programado en el mismo. Genera la acción necesaria para corregir el error de caudal dosificado a partir de un con-

tol PID o para detener el sistema, maneja un display LCD para la visualización del estado de infusión actual (volumen dosificado y tiempo restante) y controla el encendido y apagado de tres diodos emisores de luz (LED's) de estado y de una alarma sonora. La puesta en ejecución del sistema se da por programación directa del usuario utilizando un teclado alfanumérico.

2.1. Sensado de Caudal

Es esencial que el sistema de infusión garantice la dosificación del caudal programado por el usuario. Para monitorear el estado de la variable caudal se hace necesario implementar un sistema que permita sensarla directa o indirectamente. Los métodos indirectos que aprovechan la posición angular del motor para relacionarlo con el volumen total dosificado no son muy prácticos en bombas de infusión peristálticas, en tanto que en éstas existen factores en la disposición de la manguera sobre el mecanismo principal que afectan el desempeño del sistema. En consecuencia se recurre a implementar y diseñar un sensor que a partir de la detección de gotas en la cámara inferior de la bolsa de solución, aproveche el conteo de éstas para calcular un volumen liberado en un tiempo evaluado.

Un haz de luz proveniente de un diodo emisor de luz de alta intensidad atraviesa el cilindro plástico de la cámara de goteo de forma transversal y un fototransistor recibe los rayos transmitidos (ver Fig. 3). Cuando cae una gota la radiación que llega al fototransistor es parcialmente interrumpida, generando un cambio característico en la señal de salida de éste. El tiempo que haya entre varios cambios y el número de éstos indicará cuántas gotas han caído en un tiempo específico, es decir, arrojará el caudal de dosificación en tanto se tenga caracterizado el volumen de una gota a temperatura ambiente de una solución diluida para el set de venoclisis utilizado.

La resolución del sensor es de +/- el volumen de una gota.

La señal que se genera en el fototransistor cuando cae una gota presenta variaciones respecto a la frecuencia de las gotas en el tiempo, impidiendo que el microcontrolador las pueda contar en todos los casos. Para lograr lo contrario se desarrolló un circuito de acondicionamiento de señal a partir de amplificadores operacionales que transformó la señal del fototransistor en una salida con niveles de tensión de lógica TTL para anunciar la caída de cada gota con un 1 lógico y una ausencia de la misma con un 0. La forma característica de la señal en el fototransistor cuando cae una gota y su transformación en señal TTL a partir del circuito de acondicionamiento se puede observar en la Fig. 4.

El circuito emplea un amplificador operacional de ba-

jo ruido y bajo offset LF353 [7]. Se utilizaron tres de estos amplificadores y se dispusieron en configuraciones de restador, comparador y sumador de tensiones. Los pulsos que se generan a la salida excitan un contador 74LS192 [8] que incrementa su valor actual cada vez que se le ingresa un pulso de flanco positivo. El estado del contador es revisado y borrado periódicamente por el microcontrolador con el fin de ingresar al programa los datos sensados y generar una acción al respecto.

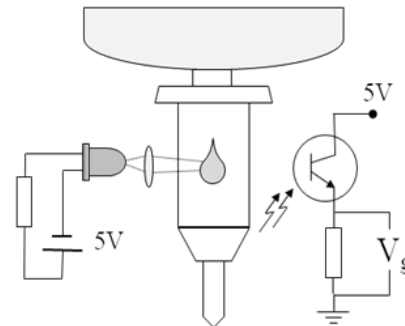


Fig. 3: Esquema del sistema de sensado de gotas.

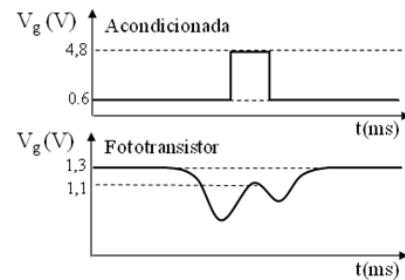


Fig. 4: Señales del sensado de gotas antes y después de pasar por un circuito de acondicionamiento.

2.2. Sensado de Burbujas

En el circuito por donde fluye la solución, es probable que se formen burbujas de aire que pueden luego ingresar al paciente y producir problemas por embolia gaseosa [3]. Para evitar estas situaciones se hace necesario desarrollar un sistema de sensado que detecte la presencia de aire en la manguera e informe este hecho al microcontrolador.

En la búsqueda de alternativas confiables pero de bajo costo, desarrollamos un sistema basado en las diferentes propiedades ópticas que presentan las burbujas respecto a un medicamento altamente diluido en soluciones acuosas. Cuando un haz de luz atraviesa la manguera con presencia de burbuja, se produce una refracción más divergente que si ésta atravesara la manguera con presencia de solución. El efecto se debe a la diferencia de índices de refracción entre

cada uno de los medios. Aplicando la Ley de Snell se observa que a mayor índice de refracción, menor divergencia de los rayos y por tanto mayor intensidad de luz para un área fija de detección.

Las burbujas poseen el índice de refracción del aire ($n_{aire} \approx 1$). Para el fluido dosificado se suponen soluciones acuosas altamente diluidas (aplicable en la mayoría de los casos) con un índice equivalente al del agua ($n_{agua} \approx 1,33$). El elastómero del cual está fabricada la manguera no influye en la refracción pues el efecto del primer paso de la luz por este material se verá contrarrestado por el segundo.

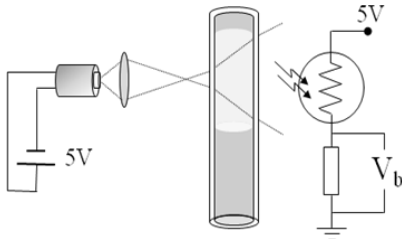


Fig. 5: Esquema del sistema de sensado de burbujas.

La instrumentación del sensor de burbujas consta de un diodo láser, una lente plástica convergente y una fotorresistencia de 4mm de diámetro (ver Fig. 5). En estado normal (solución en la línea) es mayor la intensidad de luz en el área de la fotorresistencia y se obtiene un voltaje de salida V_b de 2.9V, ya que esta última disminuye su resistencia permitiendo el paso de mayor corriente por el resistor de valor fijo en donde se mide la tensión. Cuando se cruza una burbuja la intensidad disminuye y la tensión cae hasta 2,5V.

La salida de tensión de la fotorresistencia se conectó a un circuito de acondicionamiento de señal similar al del sensor de goteo, esto con el fin de obtener salidas de tensión con niveles de lógica TTL, los cuales indican la presencia de burbujas cuando se tiene un 1 lógico (3.6V) y de solución en la línea cuando se tiene un 0 lógico (0.2V) en la entrada del microcontrolador.

Cuando el microcontrolador recibe una tensión cercana a los 3,6V por parte del circuito de acondicionamiento de la señal de burbujas, se activa una alarma sonora y se enciende un emisor de luz azul en la parte frontal del dispositivo.

2.3. Sensado de Oclusión

Durante una infusión puede producirse una oclusión en la línea del paciente. Ésta puede ser provocada fundamentalmente por la presencia de fibrina de la sangre o por el doblado de la manguera [4]. Su detección es fundamental para evitar posibles daños en el paciente.

Los requisitos básicos para el diseño de un dispositivo

de detección de oclusión en las bombas de infusión son el umbral de tiempo y presión de la oclusión, la precisión con la que se realizan las mediciones y la imposibilidad de hacer contacto con el medicamento que se suministra. Esto último implica que cualquier tipo de medición de la presión que se realice, tiene obligatoriamente que efectuarse por el exterior de la manguera.

En el prototipo de bomba de infusión peristáltica circular desarrollado sucede que en condiciones de oclusión no hay arrastre de fluido por parte del actuador y por tanto no se observa caída de gotas en la cámara inferior de la bolsa de solución. Valiéndonos de esto se propuso usar el sistema de sensado de caudal para determinar de forma indirecta la presencia de una oclusión en la línea. El tiempo umbral de oclusión viene dado por un número de gotas que no se dosifiquen según el caudal programado por el usuario, mientras que la precisión y resolución están determinadas por el volumen de una gota.

Cuando el microcontrolador recibe un valor de cero gotas del contador en un tiempo mayor o igual al umbral, se genera una alarma sonora y se enciende un emisor de luz rojo en la parte frontal del dispositivo.

3. Resultados

Se ensamblaron cada una de las piezas y etapas de instrumentación para finalizar la construcción del equipo (ver fig. 6). Se realizaron mediciones pertinentes para comprobar el adecuado funcionamiento de las etapas de instrumentación implementadas. Inicialmente se experimentó con cada una por separado para poder analizar comportamientos y resultados particulares. Los dispositivos de sensado fueron exitosos en la medición de gotas y burbujas.



Fig. 6: Vistas del prototipo funcional de la bomba de infusión peristáltica circular.

En primer lugar se hicieron cruzar dentro de la línea de infusión burbujas de diferentes volúmenes y se verificaron las señales captadas en el microcontrolador. Se variaron las

velocidades del actuador para analizar los efectos del paso de burbujas en movimiento sobre la medición. Empleando un algoritmo auxiliar con el código necesario para el funcionamiento de esta etapa, se verificó la generación de alarmas en presencia de burbujas. El sistema logró detectar burbujas de hasta $20\mu\text{L}$ en todo el rango de velocidades del actuador y encendió correctamente la alarma sonora y el LED de estado de color azul. El tratamiento de diversas soluciones en el dispositivo depende del acondicionamiento de la señal del sensor y del código del microcontrolador, para lograr la respuesta a las diferentes propiedades ópticas.

Posteriormente, en la etapa de medición de gotas se puso a gotear la bolsa de solución empleando el regulador de flujo manual del set de venoclisis. En los pines de salida del contador se midió la magnitud del número binario para conocer el número de gotas sensadas. Tomando diferentes frecuencias de gotas se compararon los valores del contador con los valores reales y se obtuvo un error del 2 % para experimentos con conjunto muestral de 50 gotas. El valor real de este error depende del volumen albergado en una gota y de los volúmenes totales a dosificar en la infusión.

Se procedió a cuantificar el volumen promedio de las gotas generadas por el set de venoclisis para el cual está diseñado el sistema [9] a una temperatura de $23\text{Å}^\circ\text{C}$. Se utilizaron soluciones acuosas altamente diluidas de dextrosa, cloruro de sodio y Hartmann teniendo en cuenta su amplio uso en la dosificación de medicamentos via parenteral. El volumen registrado promedio para cada gota fue de $64.5\mu\text{L}$. Es importante resaltar que este valor es aceptable para soluciones altamente diluidas con tensión superficial aproximadamente constante y bajo temperaturas cercanas a los 23°C con el fin de no alterar el volumen promedio de las gotas [10].

A partir de este valor se caracterizó el caudal dosificado en función de la tensión efectiva suministrada al motor para así obtener la relación que se le programa al microcontrolador. Para asegurar un buen arrastre del fluido, la disposición del actuador respecto a la manguera es importante. En los primeros ensayos de caracterización se encontraron comportamientos no reproducibles debido a una falta de contacto por desacople entre el mecanismo actuador y el ajuste circular contra el que se presiona la línea de infusión.

Resueltos los problemas de contacto, se obtuvieron datos que aproximaron el comportamiento a una función lineal (ver Fig.7). Las tasas máxima y mínima de administración son $3,4\text{mL}/\text{min}$ y $1,1\text{mL}/\text{min}$ respectivamente. La precisión obtenida del sistema para la dosificación de un caudal requerido fue de un 10 %, valor que ubica a nuestro dispositivo dentro de los márgenes comerciales para bombas peristálticas [1].

Las caracterizaciones realizadas en cada una de las etapas funcionales del dispositivo corresponden a la revisión del comportamiento del mismo. Sin embargo, las pruebas de calibración junto con las normas técnicas necesarias para este tipo de dispositivos se consideran un trabajo futuro como fase final del proyecto que permitirán dar la confiabilidad requerida para la interacción con seres humanos y harán de la bomba de infusión desarrollada un dispositivo médico comercial.

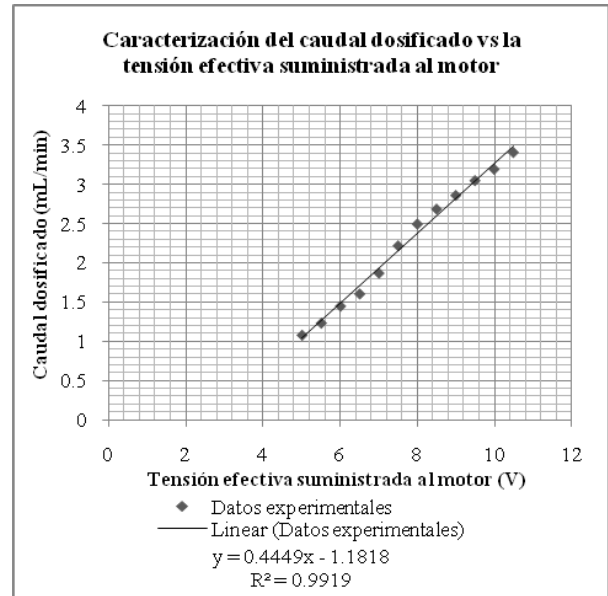


Fig. 7: Gráfico del caudal dosificado en función de la tensión efectiva suministrada al motor.

4. Conclusiones

- Se diseñó y construyó una bomba de infusión peristáltica de buenas prestaciones y bajo costo con las siguientes especificaciones:
 - Tasa máx. de infusión: $3,4\text{mL}/\text{min}$.
 - Tasa mín. infusión: $1,1\text{mL}/\text{min}$.
 - Precisión mín. de infusión del 10 %.
 - Vol máx. de infusión: 1 bolsa de solución.
 - Alarma sonora y visual de oclusión.
 - Alarma sonora y visual de burbuja.
 - Volumen mínimo de burbuja detectada: $20\mu\text{L}$.
 - Visualizador de estado de la infusión.
- La bomba implementa dispositivos de sensado de burbujas y gotas basados en los fenómenos ópticos que éstas generan.
- El dispositivo admite soluciones de infusión altamente diluidas como soluciones de dextrosa, Hartman y cloruro de sodio.

- El sistema cuenta con características comparables a las de equipos comerciales empleados en hospitales y diferentes centros de atención médica, entre ellas, la posibilidad de controlar las tasas de infusión, monitorear el proceso de infusión y detectar fallas en el mismo.
- El sistema es portable, automatizado en sus funciones y constituye una opción atractiva para las personas que deseen automatizar el proceso de infusión en el tratamiento de pacientes.
- La bomba de infusión desarrollada es un sistema flexible en tanto permite suministrar diferentes tasas y volúmenes de dosificación.

Referencias

- [1] Generalitat de Catalunya, Departament de Salut. Butlletí de prevenció dels errors de medicació de Catalunya. Sistemes electrònics d'infusió i errors de medicació [en línea]. En: <<http://www.gencat.cat/salut/depsalut/pdf/preven106.pdf>> Vol. 4, No. 10 (enero – abril 2006).
- [2] Tobón Zuluaga, Catalina; Higuera Castro, Natalia; Torres Villa, Robinson A. Diseño y construcción del prototipo de una bomba de infusión tipo PCA para la administración de medicamentos. Medellín, 2003. Revista CES MEDICINA, Vol. 17 No. 2. Trabajo de grado (Ingeniería Biomédica). Escuela de Ingeniería de Antioquia – Instituto de Ciencias de la Salud CES.
- [3] Secretaría de Salud, Subsecretaría de Innovación y calidad, Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. Guía Tecnológica No. 1: Sistemas de Infusión [en línea]. En: <http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/guias_tec/1gt_bombas.pdf>. Guía No. 1 (agosto 2004), México.
- [4] O. Batista, A. Ball-llovera, C. Domínguez, A. Rodríguez, M. Rodríguez. Bomba de infusión Infucid. Detección de la oclusión. En: Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería (6°, 2005, Habana). Sociedad cubana de Bioingeniería, artículo T031, 2005, ISBN 959-212-158-3.
- [5] Lacasa C, Giráldez J, Idoate A. Administración intravenosa de medicamentos: aspectos técnicos. En: “Mezclas intravenosas y nutrición artificial.” Jiménez Torres NV (ed.). Ed Convaser 4a. ed. Valencia 1999. p. 104-105.
- [6] Microchip Technology Inc. PIC16F87XA Data Sheet: 28/40/44-Pin Enhanced Flash Microcontrollers [en línea]. En: <http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/1/6/F/8/16F876A.shtml>. 2003.
- [7] National Semiconductor Corporation. LF353 Wide Bandwidth Dual JFET Input Operational Amplifier [en línea]. 1995, USA. Disponible en: <http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/L/F/3/5/LF353.shtml>
- [8] Motorola: Presettable bcd/decade up/down counter SN54/74LS192 [en línea]. Disponible en: <<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/motorola/SN74LS193.pdf>>
- [9] Laboratorios Rymco S.A. Equipo de venoclisis para usar una sola vez. 2005. Barranquilla, Colombia. NTC No. 2559.
- [10] González, Juan F. Dispositivo para medición de pequeños flujos en soluciones acuosas. Buenos Aires, 2003. Trabajo de grado (Ingeniería Mecánica). Universidad de Buenos Aires, Facultad de Ingeniería. p. 15-18.