

## Sistema de refrigeración mediante dispositivos de estado sólido.

H. Dorantes<sup>1</sup>, F. Vazquez<sup>2</sup>, M. Peña<sup>3</sup>, R. Martín<sup>2</sup>, S. E. Solís<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México, D.F. 04519, México.

<sup>2</sup>Facultad de Ciencias, Universidad Nacional Autónoma de México, D.F. 04519, México.

<sup>3</sup>Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa, México, D.F. 09340, México.

**Resumen**—En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un sistema de refrigeración y dosificación de líquido para aplicaciones de investigación en las áreas de la Física, Química y de las Ciencias Médico-Biológicas, basado en el uso de semiconductores, obteniendo un prototipo liviano y de tamaño reducido.

El sistema controla la temperatura a la que se requiere enfriar/calentar mediante la regulación de la potencia entregada a una Celda Peltier, esto se logra por medio de un algoritmo implementado en un micro-controlador; un sensor de temperatura situado en la etapa del intercambiador térmico retroalimenta la información al sistema de control para mantener una temperatura determinada. El sistema es versátil y permite la modificación de los parámetros de control, con esto es posible ajustarlo de acuerdo a las necesidades de la aplicación específica.

**Palabras clave:** Bomba peristáltica, Celda Peltier, Refrigeración termoelectrica.

### I. INTRODUCCIÓN

Actualmente existen una gran cantidad de procedimientos científicos, médicos e industriales en los que se requiere controlar la temperatura de un determinado objeto o medio, estos pueden ser el control de la velocidad de reacciones químicas, el tratamiento de lesiones musculares mediante termo-terapia, cultivos celulares, sistemas de redes ópticas, entre otras [1-3].

Los sistemas de refrigeración basados en dispositivos de efecto Peltier poseen grandes ventajas en comparación con los sistemas de refrigeración por compresión mecánica, por ejemplo menor tamaño, menor peso, ausencia de partes mecánicas móviles, no generan ruido, control preciso de temperatura, respuesta rápida, larga vida útil, etc [4].

Las Celdas Peltier funcionan en corriente continua relativamente baja (1-10 A), considerando esto es posible diseñar un circuito de control de temperatura a partir de un regulador lineal, sin embargo estos tienen baja eficiencia. Los reguladores conmutados (Switching Regulator), son otra forma de controlar la potencia entregada a una carga. En estas topologías, el transistor trabaja como interruptor y periódicamente restringe el paso de energía proveniente de la fuente hacia la carga; operan a frecuencias iguales o superiores a los 20 kHz.

Como el elemento de control está en corte o saturación, se disipa muy poca potencia en el mismo, aun cuando la diferencia de tensión entre la entrada y la salida sea muy grande. Los reguladores conmutados operan con una eficiencia en el orden del 80%.

De forma complementaria, se realizó el diseño y construcción de una bomba peristáltica, dispositivo mediante el cual puede dosificarse fluido a un intercambiador de calor, lo que permite considerar el sistema diseñado como una primera contribución para el diseño de sistemas de preservación hipotérmica pulsátil para la conservación de órganos u otras aplicaciones de la refrigeración líquida.

### II. METODOLOGÍA

El diseño del prototipo consta de 4 etapas principales:

- Etapa de potencia (regulador conmutado).
- Etapa de sensado y acondicionamiento de temperatura (retroalimentación).
- Bomba peristáltica.
- Etapa de control digital (micro-controlador).

#### *Etapa de potencia (regulador conmutado)*

Se realizó un diseño de regulador conmutado (Fig. 1) que permite controlar la potencia entregada a la carga mediante una señal modula por ancho de pulso (PWM por sus siglas en inglés); el integrado 4N25 que contiene un diodo emisor de luz y un foto-transistor transfiere la señal de control del micro-controlador a la etapa de potencia mediante una señal lumínica, aislándolas eléctricamente [5].

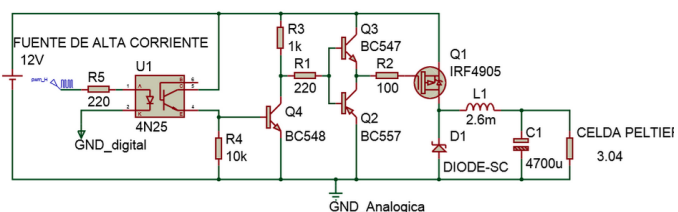


Fig. 1.- Diagrama esquemático del circuito regulador de potencia

Una vez que la señal de control atraviesa el optoacoplador entra a un arreglo de transistores, configurados en *Poste Totem* (Q2, Q3 y Q4), cuya finalidad es disminuir las pérdidas por conmutación del transistor MOSFET canal p (Q1). A medida de que la señal de control de la compuerta

del MOSFET se asemeje a una onda cuadrada, dicho elemento será más eficiente como interruptor [5].

La etapa posterior al transistor de conmutación (Q1), es la etapa de filtrado LC cuyo propósito es convertir la señal de control (PWM) a una señal de DC cuyo valor es proporcional al ciclo de trabajo de la señal de control. En el circuito se emplean un capacitor de 4700  $\mu\text{F}$  y un inductor de 2.6 mH con lo que se obtiene una frecuencia de corte  $f_0=57.15$  Hz, que es mucho menor a la frecuencia de la señal de control  $f_s=31.25$  kHz, con lo que se obtiene un bajo nivel de rizo en el voltaje de salida.

#### Etapa de sensado y acondicionamiento de temperatura

Para sensar la temperatura de enfriamiento del sistema se utilizó un circuito integrado LM35DZ que es un transductor de temperatura a una salida de voltaje, el integrado posee baja impedancia de salida y está calibrado de fábrica para dar una lectura de 0Volts cuando existan 0°C en su superficie. El intervalo dinámico de este dispositivo es de -55 °C a 150 °C, con una sensibilidad de 10 mV/°C [5].

Se realizó un circuito acondicionador de señal, para mantener el intervalo dinámico de 0 °C a 35 °C, de tal forma que el dispositivo entregue voltajes de 0 V a 0.35 V para esas temperaturas. La salida de los amplificadores LM358 debe mantenerse de 1 a 1.5 volts por debajo del voltaje de alimentación para evitar saturación [6], por lo que se requiere una ganancia máxima de 10 cuando se midan 35 °C (3.5V), con esto se obtiene una sensibilidad de 100 mV/°C. El diagrama del circuito implementado se muestra en la fig. 2.

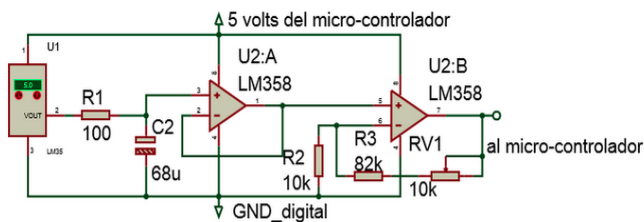


Figura 2.- Circuito de acondicionamiento de señal para el sensor LM35DZ.

#### Diseño de la bomba peristáltica.

Las aplicaciones para el sistema presentado consideran el campo de las ciencias médico-biológicas y químicas, por ello fue necesario diseñar una bomba peristáltica. En estos dispositivos el mecanismo de bombeo (rodillos) y el medio que contiene el fluido (el tubo) solo tienen contacto superficial, es decir el líquido no toca partes mecánicas. Las máquinas de diálisis y las máquinas de transfusión de sangre son algunas aplicaciones médicas donde se opta por el uso de estos sistemas de bombeo [7].

Un rotor con un número determinado de rodillos, están unidos a un cabezal que se encarga de comprimir el tubo flexible. Conforme el cabezal gira, la sección del tubo bajo

presión se cierra (ocluye) forzando al líquido a moverse a través del tubo conforme al giro del cabezal (Fig. 3a).

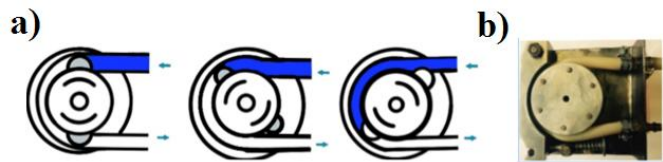


Fig. 3.- a) Secuencia de accionamiento de una bomba peristáltica de rodillos. b) Prototipo de bomba peristáltica de rodillos.

#### Etapa de control digital.

El sistema de control se basa en un modelo matemático que considera que la respuesta corresponde a un sistema de primer orden con retardo simple, cuya función de transferencia es:

$$G_{p1}(s) = \frac{A_p * e^{-tm * s}}{T_p * s + 1} \quad (1)$$

donde  $A_p$  es la ganancia del sistema o el valor final al que llega la respuesta del sistema,  $T_p$  es la constante de tiempo del sistema o el tiempo en el que la respuesta del sistema alcanza el 63% de su valor final,  $tm$  es el retardo del sistema o el tiempo que le toma al sistema reaccionar ante una excitación [8]. Podemos determinar estos parámetros para el sistema de control a partir de la respuesta experimental al escalón en lazo abierto, descrita como una exponencial decreciente (Fig. 4, trazo azul).

Los parámetros de la respuesta del sistema se obtienen a partir de las siguientes ecuaciones [8]:

$$A_p = \frac{temp_{final} - temp_{inicial}}{Voltaje_{final} - Voltaje_{inicial}} \quad (2)$$

$$T_p = 0.9102(t_{75\%} - t_{25\%}) \quad (3)$$

$$t_m = 1.2620 * t_{25\%} - 0.2620 * t_{75\%} \quad (4)$$

Con los valores obtenidos en (2), (3) y (4) la ecuación (1) resulta:

$$G_{tec-lazo-abierto} = \frac{-1.0238 * e^{-2.0042 \text{ seg} * s}}{70.0854 * s + 1} [\text{°C/Volt}] \quad (5)$$

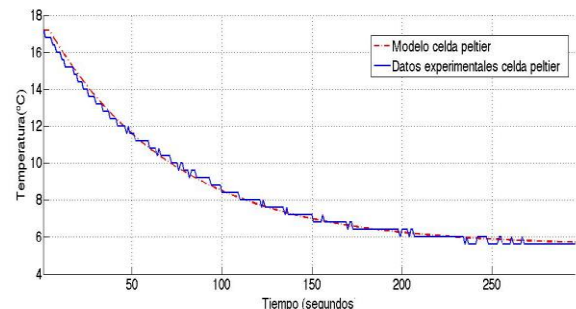


Fig. 4. Comparación entre los datos experimentales de la respuesta del sistema (azul) y la simulación del modelo (rojo).

De acuerdo con las reglas propuestas por Ziegler-Nichols para sintonización de controladores PID [9], se determinaron los coeficientes proporcional  $K_p$ , integral  $K_i$  y derivativo  $K_d$  para el controlador:

$$K_p = \frac{1.2}{t_m * T_p} = \frac{1.2}{2.0042 * 70.0854} = \mathbf{0.0085} \quad (6)$$

$$K_i = \frac{K_p}{T_i} = \frac{0.0085}{4.0084} = 0.021 \quad (7)$$

$$K_d = K_p * T_d = 0.0085 \quad (8)$$

Sin embargo estas reglas están definidas para sistemas de acción directa, en los que un incremento en la entrada da como resultado un incremento en la señal de salida; el sistema con el que trabajamos es de acción inversa debido a que un aumento en la señal de control (voltaje), causa una disminución en la variable controlada (temperatura), por lo que los signos de  $k_p$ ,  $k_i$  y  $k_d$  deben ser negativos [9].

La función de transferencia generalizada de un controlador PID en tiempo continuo es:

$$G_{pid}(t) = k_p e(t) + k_i \int_0^t e(\tau) d\tau + k_d \frac{d}{dt} [e(t)] \quad (9)$$

La implementación de un algoritmo de control PID en un micro-controlador, requiere que (9) sea transformada a su equivalente en tiempo discreto considerando la relación de tiempo:

$$t = k * h \quad (10)$$

donde  $h$  es el período de muestreo y  $k$  es el índice discreto de tiempo:  $k=0, 1, 2, \dots$

Para propósitos de simplificación, es conveniente definir las ganancias del controlador como:

$$k_i^* = k_i \frac{h}{2} \quad \text{y} \quad k_d^* = \frac{k_d}{h} \quad (11)$$

Conforme a esto, la estructura del controlador PID en tiempo discreto es:

$$u(k) = k_p e(k) + k_i \sum_{i=0}^k [e(i) + e(i-1)] + k_d [e(k) - e(k-1)] \quad (12)$$

Para eliminar la necesidad de calcular la suma completa en cada paso de tiempo (lo que requeriría una cantidad cada vez mayor de cálculo conforme pasa el tiempo), la suma se expresa como una suma recursiva [9]:

$$sum(k) = sum(k-1) + [e(k) + e(k-1)] \quad (13)$$

$$u(k) = k_p e(k) + k_i sum(k) + k_d [e(k) - e(k-1)] \quad (14)$$

Las ecuaciones 13 y 14 representan el control PID en tiempo discreto (ley de control) que se implementó en el

micro-controlador.

### III. RESULTADOS

#### Regulador conmutado

En la Fig. 5 se muestra la forma de onda en la compuerta del transistor Q1 (fig. 1) para un ciclo de trabajo del 60% a una frecuencia de 31.25 kHz, la señal tiene un rizo menor a 10 mV.

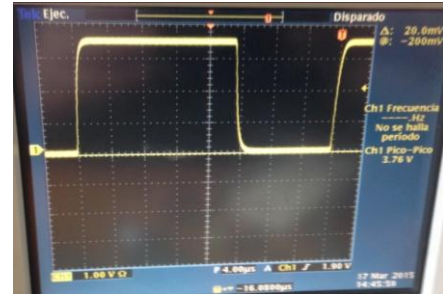


Fig. 5. Señal de control del transistor Q1 a una frecuencia de 31.25kHz.

#### Sensado y acondicionamiento de temperatura

El intervalo de voltajes medidos comprende de 0 a 3.5 volts, que corresponden a la medición del intervalo de temperaturas de 0 °C y 35 °C; el micro-controlador Atmega 328-p posee un convertidor analógico digital con resolución de 10 bits, por lo que se obtuvo una resolución en cuanto a la medición de temperatura de 0.034 °C.

#### Bomba peristáltica

Para determinar el flujo de la bomba peristáltica se midió el tiempo necesario para transferir 200 ml de líquido de un vaso de precipitados de 250 ml a un vaso de 1000 ml (Fig. 6). El tiempo medido fue  $48.5 \pm 0.2$  segundos, lo que determina un flujo de  $246 \pm 12$  ml/min.

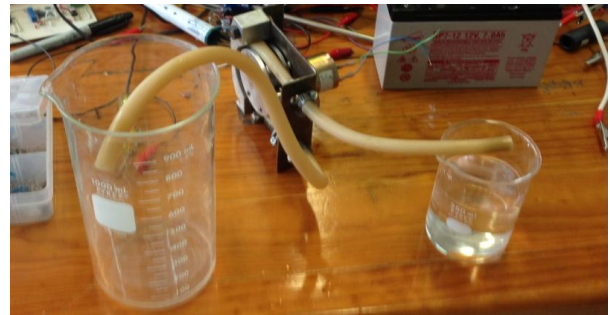


Figura 6. Caracterización de la bomba peristáltica.

#### Control digital

El montaje experimental del sistema de enfriamiento propuesto en el presente trabajo se muestra en la Fig. 7. El algoritmo de control fue implementado en un micro-

controlador ATmega-328p, donde también se configura la señal (por medio de un PWM) que posteriormente controlará la compuerta del MOSFET en la etapa de potencia; es posible modificar la temperatura con la interfaz de una computadora de tal forma que el usuario puede establecer una temperatura de referencia (setpoint).

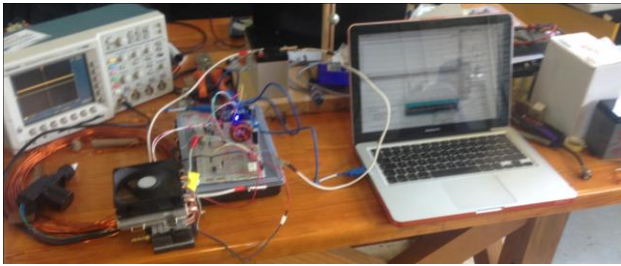


Fig. 7. Montaje experimental del sistema de control de temperatura.

En la Fig. 8 se muestran experimentos ejecutados para un setpoint con 3 diferentes configuraciones de parámetros del modelo de control desarrollado; la curva de color azul muestra la respuesta del sistema para los parámetros  $K_p=-0.0085$ ,  $K_i=-0.021$  y  $K_d=-0.0085$ . El tiempo de asentamiento de la señal es menor que 200seg. El error al término de la prueba (10 min) es de aproximadamente 1 °C.

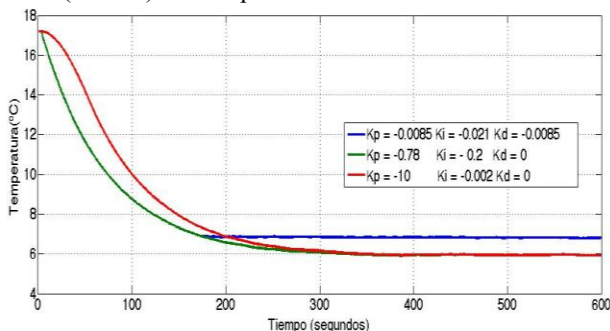


Fig. 8. Respuesta del sistema para tres configuraciones del controlador.

La curva roja muestra la respuesta del sistema para una configuración de parámetros  $K_p=-10$ ,  $K_i=-0.002$  y  $K_d=0$ . El tiempo de asentamiento es 300seg mostrando que el error tiende a cero con respecto a la temperatura de referencia. La curva de color verde corresponde a la respuesta de temperatura del sistema usando  $K_p=-0.078$ ,  $K_i=-0.002$  y  $K_d=0$ , esta respuesta combina el bajo error en estado estable de la respuesta de color rojo y la velocidad de cambio de temperatura de la gráfica de color azul.

Actualmente existen en el mercado dispositivos termoeléctricos (Celdas Peltier) de alta eficiencia y bajo costo (menor de 10 dólares), capaces de absorber calor hasta obtener temperaturas de aproximadamente 4°C. Con el presente prototipo se pueden usar dichos elementos para enfriar y mantener la temperatura de un fluido fisiológico a 8°C, permitiendo la preservación de tejidos/órganos, y

evitando el daño debido la formación de cristales de hielo; posteriormente el fluido fisiológico puede ser inyectado al órgano mediante una bomba de flujo pulsado para mantener el estado vascular del órgano.

La conservación de órganos (por ejemplo riñones) con fines de trasplante se convierte en una tarea complicada al momento de ser trasladados distancias relativamente grandes; esto debido a que el mecanismo de conservación dinámica (que permite mantener en óptimas condiciones el órgano hasta por 44 horas) consta de sistemas voluminosos y de alto consumo de energía. Para traslados se opta por el método de conservación estática (similar a una hielera), presentando algunas desventajas, como la falta de un sistema de control de temperatura y un sistema de inyección de fluido fisiológico, lo que implica que no se pueda preservar el órgano por periodos prolongados. El prototipo presentado combate esta problemática e implementa el control tanto de flujo, temperatura y tiempo de funcionamiento indicados por el usuario según sean sus necesidades.

#### IV. CONCLUSIONES

- Es posible enfriar por medio de semiconductores un volumen de líquido suficiente para aplicaciones de baja demanda de flujo.
- El tiempo de asentamiento de temperatura para el sistema diseñado (3mins), es aceptable considerando que cualquier montaje experimental requiere un tiempo mayor.
- El presente trabajo constituye un aporte para el desarrollo de sistemas de control de temperatura para diversas aplicaciones como son: termocicladores para el control de reacciones químicas, termo-estimuladores para el tratamiento de lesiones musculares, etc., que provee portabilidad, bajo consumo de potencia eléctrica y fácil intercambio de componentes.
- El dispositivo diseñado puede ser complementado para aplicaciones de control de temperatura que requieren mantener un fluido estéril, por ejemplo sistemas de preservación hipotérmica usados en la conservación de órganos.

#### REFERENCIAS

1. Maruyama, S., Komiya, A., Takeda, H. and Aiba, S. (2008) 'Development of Precise-temperature-controlled Cooling Apparatus for Medical Application by Using Peltier Effect', 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, .doi: 10.1109/bmei.2008.239.(Maruyama et al., 2008).
2. XianboQiu and Jingqi Yuan (2005) 'Temperature Control for PCR Thermocyclers Based on Peltier-Effect Thermoelectric', 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, .doi: 10.1109/iembs.2005.1616249.(XianboQiu and Jingqi Yuan, 2005).



3. Sabaghi, M., Majdabadi, A. and Oskui, H. S. (2007) 'Intelligent controlling on diode laser wavelength based embedded system', 2007 42nd International Universities Power Engineering Conference. doi: 10.1109/upec.2007.4468978. (Sabaghi, Majdabadi, and Oskui, 2007).
4. Jaw, K.-S. (2013) 'The improvement of thermoelectric element and people's livelihood applications', 2013 8th International Microsystems, Packaging, Assembly and Circuits Technology Conference (IMPACT), . doi: 10.1109/impact.2013.6706699. (Jaw, 2013).
5. M. H. Rashid, *Electrónica de potencia: circuitos dispositivos y aplicaciones*, pp. (130-132), (338-355), 2nd ed. Prentice Hall Inc., 1995.
6. W. G. Jung, *Op Amp Applications Handbook*. Amsterdam: Newnes (an imprint of Butterworth-Heinemann Ltd), pp. (285-305), 2004.
7. C. Lewin, 'Precision Fluid Handling ', PMD (Performance Motion Device), Mar-2013. [Online]. Available:<http://www.pmdcorp.com/emails/2013-03/index.html>. [Última fecha de revisión: 05-Apr-2015].
8. V. M. Alfaro, 'Método de identificación de modelos de orden reducido de tres puntos 123c', *Escuela de Ingeniería Eléctrica Universidad de Costa Rica*, pp. 1-7, Jan. 2007.
9. K. J. Åström and J. L. G. Sánchez, *Control PID avanzado*. Madrid: Pearson Prentice Hall, pp. (1-9), (167-175), (443-463), 2009.