

Cámara climática portable para el transporte de órganos humanos y animales

Ivan Faudoa, Rafael Gonzalez, Ernesto Sifuentes, Jose Díaz, Armando Gandara, David Garcia, Abel Quezada y Juan Cota

Universidad Autónoma de Ciudad Juárez

Resumen. Este trabajo presenta un prototipo de cámara climática cuyo objetivo es la preservación del tiempo de vida de los órganos durante su transporte de un lugar a otro. Esta cámara consiste en un contenedor de aluminio cubierto primero con polietileno expandido y después con poliuretano. Esto se realizó con el propósito de conservar la temperatura dentro de la cámara y la disminución del consumo de energía. El decrecimiento de la temperatura fue logrado utilizando celdas termoeléctricas controladas por un nuevo algoritmo digital propuesto para controlar la temperatura a un setpoint de 4 °C, ideal para la preservación del estado de los órganos. El monitoreo de la corriente fue desarrollado para determinar el consumo de energía de la cámara para la integración de un batería al sistema y realizar un sistema portátil. Durante el desarrollo de las pruebas realizadas, estas indican que el sistema propuesto es robusto a perturbaciones externas manteniendo el rango de error en ± 0.06 °C alrededor del setpoint indicado y el consumo promedio de corriente fue de 4.5 Amperes, alcanzable para el uso de baterías recargables-

Palabras clave: Control Digital, Sensores Inteligentes, Celdas Termoeléctricas.

I. INTRODUCCIÓN

Los trasplantes de órganos son en esencia un acto terapéutico complejo que habitualmente realiza un cirujano, este comienza siempre con la donación del órgano u órganos e interaccionan numerosos factores psico-sociales, médicos, éticos y legales, y que los cirujanos deben conocer tanto como aquellos profesionales que se encuentran involucrados en todo el proceso de donación-trasplante. Para poner a disposición un órgano para trasplante, se precisa de una gran infraestructura material, capacidad logística importante y recursos humanos multidisciplinarios perfectamente entrenados [1-2].

Actualmente, se trasplantan órganos y tejidos. Los órganos son estructuras organizadas del organismo humano que desempeñan una, o más funciones vitales específicas, mientras que los tejidos son un conjunto de células que contribuyen a una función específica. Dentro de los trasplantes más comunes está el riñón, corazón, hígado, pulmón, corazón-pulmón, páncreas, riñón-páncreas y córnea [3].

El número de trasplantes en el mundo se incrementó en un 13.5% (2010-2014), con un crecimiento promedio anual del 2.7%, según datos de la Comisión de Trasplantes del Consejo de Europa en 112 países, incluido México. En el mismo periodo para nuestro país México, el crecimiento fue de 21.4%, con un crecimiento anual promedio de 4.3%; mientras que las personas en lista de espera para recibir un trasplante de un órgano o tejido creció en un 35.6%. Actualmente, son un poco más de 20 mil pacientes en espera, de los cuales 61% espera por un trasplante de riñón y 36.4% por uno de córnea [4].

A pesar de que ha ido en aumento el porcentaje de trasplantes, existe una gran cantidad de personas que mueren esperando un trasplante de órgano. Las principales causas son: no existen donadores compatibles o el traslado afecta a los órganos. Durante más de 40 años el reto ha sido mantener la calidad y viabilidad de un órgano para el trasplante extraído durante la fase de isquemia (sin circulación sanguínea). El tiempo en que un órgano puede permanecer sin circulación sanguínea depende del tipo de órgano, por ejemplo, el corazón puede durar hasta 4 horas, el hígado de 17 a 20 horas y entre 36 y 48 horas el riñón [5].

Para preservar los órganos se asocia la hipotermia a 4°C y el uso de soluciones con las que se lavan los órganos, así como con las que se perfunden para que su enfriamiento sea alcanzado de la forma más rápida y homogénea posible. Estas soluciones cumplen dos principios: el de hiperosmolaridad y el de riqueza de potasio [5-7]. Por ejemplo, cuando el riñón se extrae de un cuerpo, se debe colocar en un medio propio para su conservación, y si se requiere, transportarlo a un lugar remoto. Actualmente, los métodos de transporte de riñones humanos van desde utilizar una hielera, como se hace comúnmente nuestro país (México), hasta utilizar cámaras portátiles sofisticadas, como se hace en España. Dichas cámaras, proporcionan un ambiente controlado y mantienen el riñón profundido con un líquido, logrando con ello que la vida útil del órgano,

después de su extracción, se incrementa, la desventaja es que las cámaras actuales son caras.

Existen sistemas sencillos para poder preservar la temperatura y la calidad de vida de los órganos al ser transportados. Dentro de los sistemas de transportes se encuentran los sistemas de perfusión, tal es el caso de la patente 3,935,066 desarrollada en los estados unidos. En esta patente se considera a un aparato y un proceso para conservar órganos vivos utilizando un medio de perfusión en frío, enriquecido con un gas respiratorio en un receptáculo térmico aislado. Existe un Sistema de bombeo cuya bomba de perfusión se mueve utilizando el CO₂ producido por el hielo seco. También se utiliza un gas respiratorio que se introduce al órgano por medio de una membrana permeable que mantiene la presión de este gas en un nivel aceptable. Este Sistema no utiliza corriente eléctrica. En otra de las patentes de los estados unidos, la 5,051,352, presenta una cámara que perfunde, oxigena, recircula, aplica nutrientes y enfría a los órganos a temperaturas entre 5°C y 37°C. Se sugiere que la operación ideal de esta cámara es entre 15°C y 27°C. Por otro lado, la patente de los estados unidos 5,285,657 presenta un contenedor para almacenar y transportar órganos; la unidad refrigerante contiene un generador criogénico que absorbe el calor por efecto peltier y un intercambiador de calor. También consta de un ventilador tipo turbina el cual hace que la atmosfera interna se recircule por el intercambiador de calor para fijar y mantener la temperatura interna. El rango de temperatura de control va desde los -20°C hasta los +50°C y funciona con baterías de Pb o Ni-Cd. También el órgano se alimenta con nutrientes utilizando fluidos de perfusión. En la patente 5,385,821 se tiene un método para preservar órganos y tejidos por un largo periodo de tiempo después de ser extraídos del cuerpo humano. El invento es capaz de perfundir el órgano, recircular el líquido de perfusión y oxigenarlo por un periodo de hasta 24 horas en condiciones de hipotermia sin necesidad de corriente eléctrica.

En este trabajo se discute una propuesta para mejorar el transporte de órganos, proponiendo la realización de un contenedor isotérmico, que preserve las condiciones óptimas para el órgano por más tiempo manteniendo una temperatura estable en el interior del contenedor. Este contenedor de aluminio está en contacto con 3 celdas termoeléctricas (controladas por modulación de ancho de pulso) y proveen el descenso de temperatura en el interior del contenedor. Se cuentan con sensores inteligentes para estar monitoreando la temperatura dentro del contenedor. Para mantener la temperatura deseada a 4 °C se propone un control digital PID.

La estructura de este artículo de investigación queda de la siguiente manera: En la Sección II se presenta una descripción detallada del sistema. En la Sección III se describe el algoritmo de control digital propuesto. Sección IV se analizan y discuten los resultados obtenidos y finalmente se presentan las conclusiones en la Sección V.

II. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

2.1. Etapa física.

El prototipo de la cámara climática partió de un refrigerador estilo mini bar comercial como el mostrado en la Fig. 1.



Figura 1. Mini bar comercial utilizado para el prototipo de la cámara climática.

Originalmente, el mini bar estaba constituido por un contenedor de aluminio y una celda de tipo peltier TEC1-12704 pegada en la pared trasera del mismo contenedor. A la vez que el contenedor estaba cubierto de unicel con el propósito de conservar la temperatura interna del contenedor. Este sistema según especificaciones y pruebas realizadas presenta un descenso de temperatura alrededor de 7°C por abajo de la temperatura ambiente, lo cual lo imposibilita para ser usado en nuestro sistema. Para tener una mejor respuesta en temperatura se establecieron tres celdas peltier tipo TEC1-12706 a los costados de la cámara de aluminio a la vez que se incrementó el tamaño de las celdas peltier y con ello su capacidad de enfriamiento.

En condiciones óptimas las celdas peltier permiten obtener una diferencia de temperatura entre sus dos caras de hasta 40°C en cualquier sentido (según el flujo de la corriente) [8-10]. Debido a esta gran diferencia de temperatura entre ambas caras se decidió agregar una extensión de aluminio a la cara fría de la celda peltier, esto con el fin de hacer más eficiente la transferencia de temperatura entre las celdas peltier y el contenedor de aluminio como se muestra en la Fig. 2.

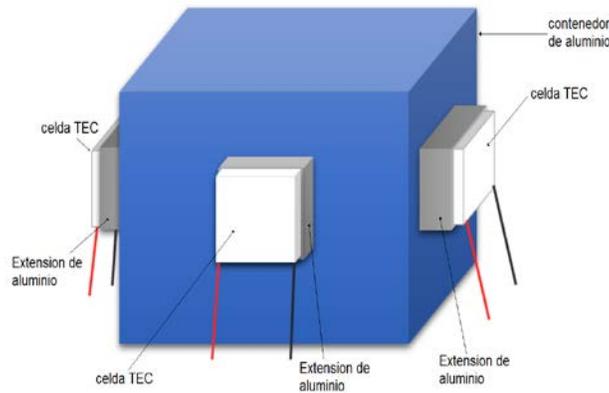


Figura 2. Integración de las celdas peltier en la cámara de aluminio.

Posteriormente, se agregaron disipadores de calor en las caras calientes de las celdas peltier como lo muestra la Fig. 3.

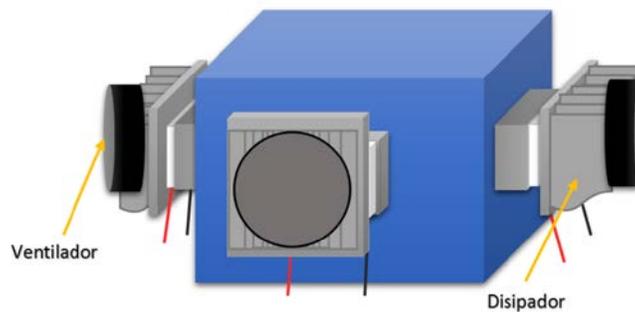


Figura 3. Integración de disipadores de calor sobre las celdas peltier.

El siguiente paso consistió en cubrir el contenedor de aluminio con poliuretano inyectado que es el aislante más utilizado por su eficiencia térmica y facilidad aplicación. Finalmente, con el objetivo de poder monitorear la temperatura en el interior de la cámara de aluminio, se colocó en el interior del contenedor un sensor inteligente de temperatura DS18B20 [11-12].

2.2 Etapa eléctrica

En la Fig. 4 se muestra el circuito propuesto para la cámara climática.

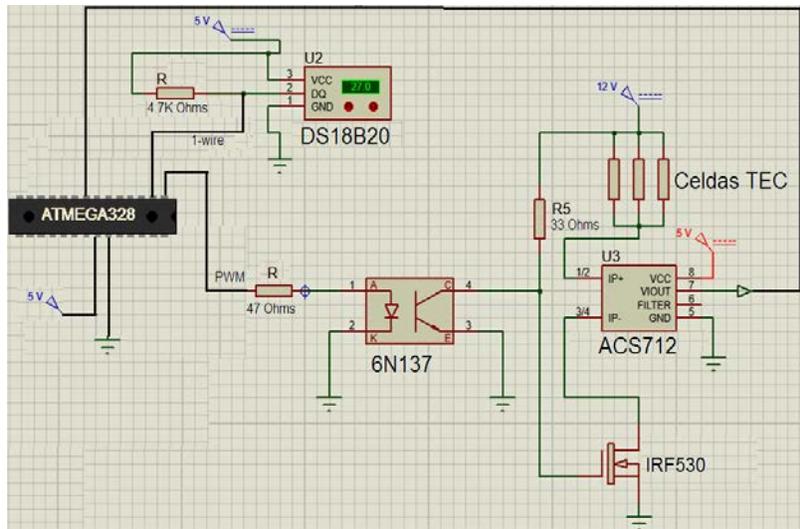


Figura 4. Esquema eléctrico propuesto para el funcionamiento de la cámara climática.

Como se puede observar en la Fig. 4 se tiene un optoaislador (6N137) el cual aísla la etapa de potencia de la etapa digital. Como suministro de potencia para las celdas Peltier se utiliza una fuente conmutada de computadora modelo: HP-P2507F3CP de la marca DELL, la cual puede suministrar una corriente de 14 Amperes a 12 volts de corriente directa.

Para la regulación de potencia hacia las celdas peltier se está utilizando la técnica de modulación de ancho de pulso PWM (Pulse Width Modulation, por sus siglas en inglés) a una frecuencia de 15KHz y como actuador un MOSFET IRF530. Como controlador del sistema se tiene el microcontrolador ATMEGA328 de ATMEL. Para el monitoreo de la temperatura, como se mencionó anteriormente, se tiene el sensor DS18B20 el cual presenta una resolución de 0.0625°C , un rango que va desde los -55°C hasta los 125°C , salida digital bidireccional 1-wire con opción a ser integrado en red. Finalmente, para el muestreo de la corriente consumida por las celdas peltier se hace uso del sensor ACS712 de la marca ALLEGRO. Dentro de las características principales del sensor de corriente están las siguientes: rango de medición de 20 A en ambos sentidos de la corriente, su sensibilidad se encuentra en 100 mV/A , la salida de tensión es analógica (cuyo valor máximo es de 5 V) y una pendiente positiva de $V_{cc}/2$. La señal analógica del sensor va conectado directamente al convertidor análogo-digital (ADC) del microcontrolador el cual tiene una resolución de 10 bits y un rango de 0 a 5 V.

Para obtener una estimación de la corriente más cercana al valor verdadero se utilizó el promediador *RMS* (Root Mean Square, por sus siglas en inglés). En base a este método se tomaron 100 medidas y de esta manera se obtuvo un nuevo valor de medición el cual fue considerado dentro de las mediciones como el valor verdadero de la corriente sensada.

III. ALGORITMO DE CONTROL

Un controlador analógico, como lo muestra la Fig. 5, es un mecanismo de control de lazo cerrado con realimentación negativa ampliamente usado en sistemas de control industrial. Este controlador usa la desviación o error $e(t) = s(t) - f(t)$ entre un valor medido $f(t)$ y un valor deseado $s(t)$ para generar una salida de control $u(t)$.

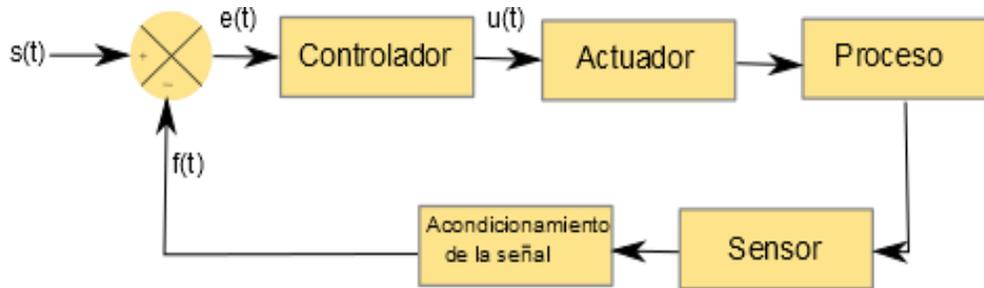


Figura 5. Sistema clásico de control de lazo cerrado.

El objetivo de la señal de control $u(t)$, la cual afecta al proceso, es modificar la señal de retroalimentación $f(t)$ de tal manera que $e(t)$ tienda a ser cero. El método clásico de control es el proporcional integral derivativo (PID) como lo muestra la ecuación (1) esta consiste de la suma de tres parámetros distintos

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\Omega) d\Omega + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (1)$$

la parte proporcional depende del error actual, la parte integral depende de los errores pasados y tiende a eliminar el error en estado estable para una entrada escalón y la parte derivativa es una predicción de los errores futuros y responde proporcionalmente a la razón de cambio del error.

Las constantes del controlador K_p , K_i y K_d respectivamente se obtienen mediante técnicas de sintonización como las de Ziegler y Nichols [13-15]. En resumen, la salida de control $u(t)$ se compone de la suma de tres acciones correctivas $y_p(t) + y_i(t) + y_d(t)$ respectivamente.

Transformando del dominio del tiempo al dominio de Laplace la ecuación (1) se obtiene lo siguiente

$$u(s) = K_p e(s) + K_i \frac{e(s)}{s} + k_d s e(s) \quad (2)$$

y como bien lo detalla y analiza en su trabajo de investigación [16] para transformar la ecuación (2) al dominio discreto se tiene lo siguiente. Asumiendo un periodo de muestreo T_s constante se establece que la relación entre la entrada $e(t)$ y salida $y_d(t)$ para un diferenciador en el dominio

discreto puede ser representada de la siguiente manera:

$$y_d(t) = k_d \frac{de(t)}{dt} \rightarrow y_d(m) = k_d \frac{e(m) - e(m-1)}{T_s} \quad (3)$$

donde m representa la muestra actual y $m-1$ la muestra pasada. Llevando la ecuación (3) al dominio Z tenemos que la salida debido a la acción derivativa queda de la siguiente forma:

$$Y_d(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{T_s} E(z) k_d \quad (4)$$

Para la acción integrativa, se puede aproximar la integración del error en dominio discreto como el área bajo la curva entre dos muestras consecutivas como lo muestra la Fig. 6.

Partiendo de la relación entre la entrada y la salida del integrador en el dominio del tiempo se obtiene que:

$$y_I(t) = k_i \int_0^t e(\Omega) d\Omega + y_I(0) \quad (5)$$

y dado que la acción integral tiende a eliminar la suma de los errores pasados (asumido en la ecuación como $y_i(0) \neq 0$). En el dominio discreto y usando la aproximación trapezoidal, la

ecuación (5) se puede reescribir como:

$$y(m) = k_i \left[\frac{e(m) + e(m-1)}{2} \right] T_s + y(m-1) \quad (6)$$

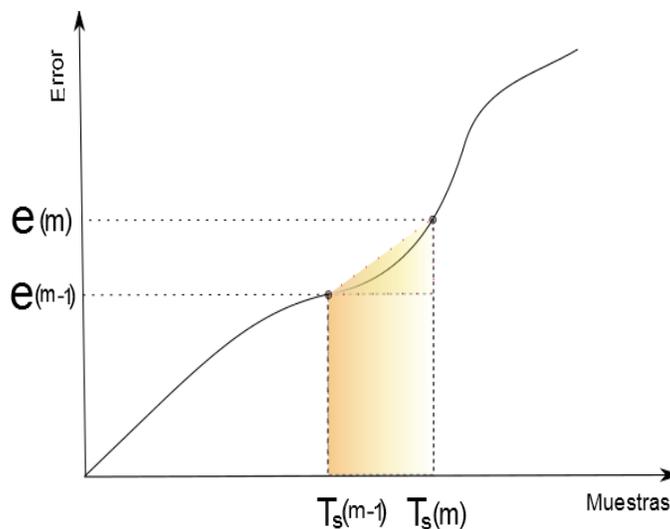


Figura 6. Área bajo la curva utilizando la integración trapezoidal.

Transformando al dominio Z, la ecuación (6) se puede describir como:

$$Y_i(z) = \frac{k_i T_s}{2} E(z) [1 + z^{-1}] + Y_i(z) z^{-1} \quad (7)$$

Como se ha descrito con anterioridad la salida del controlador $U(z)$ se debe a la suma de tres acciones $Y_p(z) + Y_i(z) + Y_d(z)$, donde la función de transferencia de cada etapa puede

visualizarse gráficamente en la Fig. 7.

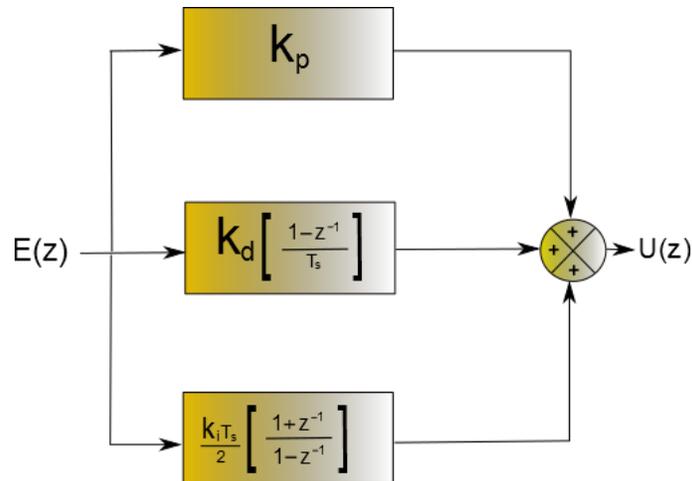


Figura 7. Función de transferencia de un controlador PID en el dominio de la transformada Z.

Después de algunas manipulaciones algebraicas la salida del controlador $U(z)$ en función de $E(z)$ queda como se describe en la ecuación (8).

$$U(z)[1 - z^{-1}] = \frac{\lambda E(z) + \beta E(z)z^{-1} + \alpha E(z)z^{-2}}{\mu} \quad (8)$$

Donde:

$$\lambda = 2k_p T_s + k_i T_s^2 + 2k_d$$

$$\beta = -2k_p T_s + k_i T_s^2 - 4k_d$$

$$\alpha = 2k_d$$

$$\mu = 2T_s$$

La ecuación (8) es fácilmente implementable en un sistema digital una vez transformada a ecuación de diferencias como lo muestra la formula (9).

$$u(m) = \frac{\lambda e(m) + \beta e(m-1) + \alpha e(m-2)}{\mu} + u(m-1) \quad (9)$$

Para el caso del algoritmo de control PID propuesto se utilizó una variante con respecto a la ecuación (9) y esta fue descubierta de manera experimental. La función de transferencia en el dominio discreto del controlador propuesto se encuentra descrita en la ecuación (10).

$$u(m) = [K_p e(m) + K_i (\sum_0^m e(m)) K_d (e(m) - e(m-1))] + u(m-1) \quad (10)$$

donde $\sum_0^m e(m)$ representa la sumatoria de los errores desde el inicio del sistema hasta la muestra presente m y $|v + \chi|$ es el valor absoluto de la suma v y χ donde v es la respuesta de la parte

proporcional y χ es la respuesta de la parte integrativa-derivativa, respectivamente. Como se puede observar las respuestas integrativa y derivativa no son independientes una de la otra y conforme el error se incrementa, el término χ se vuelve más relevante en la acción de control.

Caso contrario cuando el error tiende a permanecer sin cambio, χ tiende a ser despreciable en la acción de control. Finalmente, para el controlador propuesto se debe considerar que la multiplicación de las constantes $k_i k_d > 0$.

IV. ANALISIS DE RESULTADOS

La etapa esencial de este proyecto de investigación se centra en el control de la temperatura en el interior de la cámara de transporte de órganos. Para poder analizar el desempeño del algoritmo propuesto se implementaron en el microcontrolador ATMEGA328 las ecuaciones (9) y (10) y se compararon los resultados de ambos controladores.

Como primer paso se estableció la frecuencia de muestro T_s a 1 segundo para la medición de la temperatura en el interior de la cámara utilizando el sensor DS18B20. Posteriormente se caracterizó la respuesta en temperatura de la cámara a una entrada escalón, esto se realizó como

es bien conocido a lazo abierto aplicando una señal PWM con un ciclo de trabajo del 100%, donde la respuesta en temperatura se muestra en la Fig. 8. Se observa que la respuesta en temperatura inicialmente comienza en los 24°C (temperatura ambiente) y desciende hasta -2°C.

Dicha respuesta en temperatura presenta un comportamiento exponencial el cual puede ser descrito matemáticamente por la ecuación (11)

$$Y(t) = 24 - (26 - 26e^{t/-\tau}) \quad (11)$$

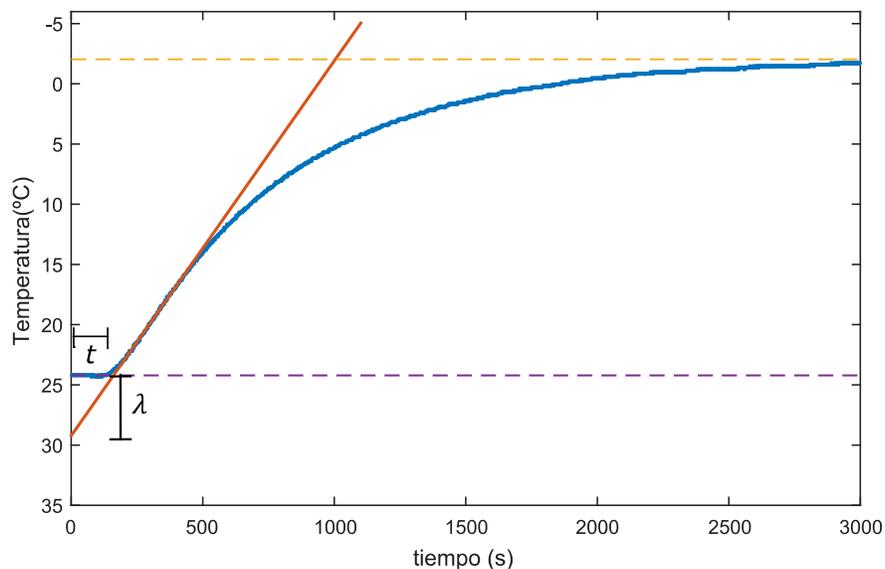


Figura 8. Caracterización a lazo abierto y obtención de los parámetros τ y λ mediante el método Ziegler y Nichols.

En base a la ecuación (11) y usando el método de Ziegler y Nichols se obtienen las constantes $\tau = 2.63 \text{ min}$ y $\lambda = 5.025^\circ\text{C}$., las cuales se visualizan gráficamente en la Fig. 8. En base a la Tabla 1, estos datos proporcionan una ganancia $k = 0.238$, un tiempo integral $T_i = 5.26$ y un tiempo derivativo $T_d = 1.315$. De esta manera se tiene que $K_p = k = 0.23$, $K_i = k/T_i = 0.04$ y

$K_d = kT_d = 0.31$ las cuáles serán utilizadas en el controlador propuesto descrito en la ecuación

(10) [14, 17-20].

Tabla 1. Fórmulas para la estimación de las constantes de los controladores P, PI y PID.

Controlador	k	T_i	T_d
P	$1/\lambda$		
PI	$0.9/\lambda$	3τ	
PID	$1.2/\lambda$	2τ	$\tau/2$

Se realizó una prueba funcional al sistema estableciendo un setpoint a 4 °C utilizando los controladores descritos en las ecuaciones (9) y (10). El proceso inicio a una temperatura de 28 °C como se muestra en la Fig. 9.

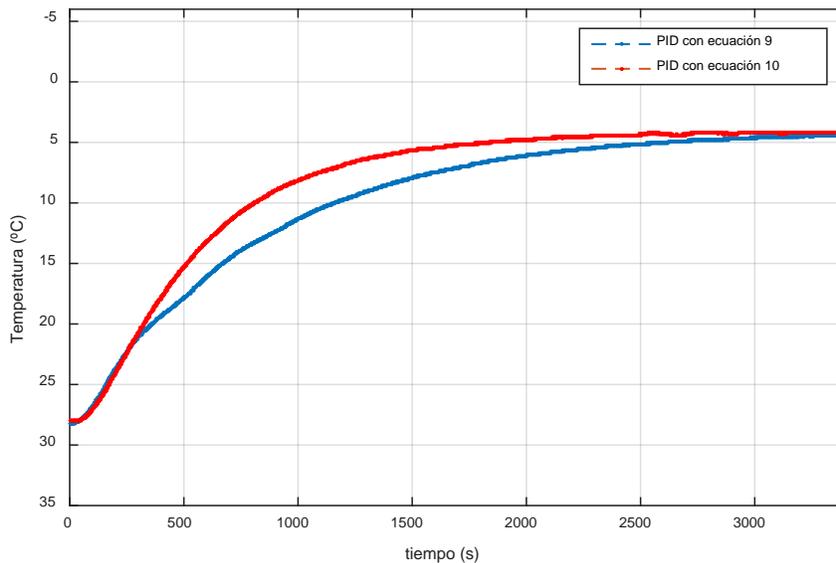


Figura 9. Prueba funcional de la cámara climática con las constantes $K_p = 0.23$, $K_i = 0.04$ y

$$K_d = 0.31$$

Para alcanzar el setpoint deseado, la cámara requirió de 4107 segundos (68.45 minutos) utilizando la ecuación (10), mientras que para la gráfica descrita por la ecuación (9) a este mismo tiempo no alcanzó el setpoint llegando a 4.25°C . Como se puede observar, el sistema responde lentamente a las constantes iniciales calculadas. Sin embargo, Ziegler y Nichols mencionan que los valores iniciales calculados no son totalmente óptimos y que pueden ser manipulados manualmente para mejorar la sintonización. Por lo que las constantes fueron modificadas para obtener la mejor respuesta utilizando los controladores de las ecuaciones (9) y (10).

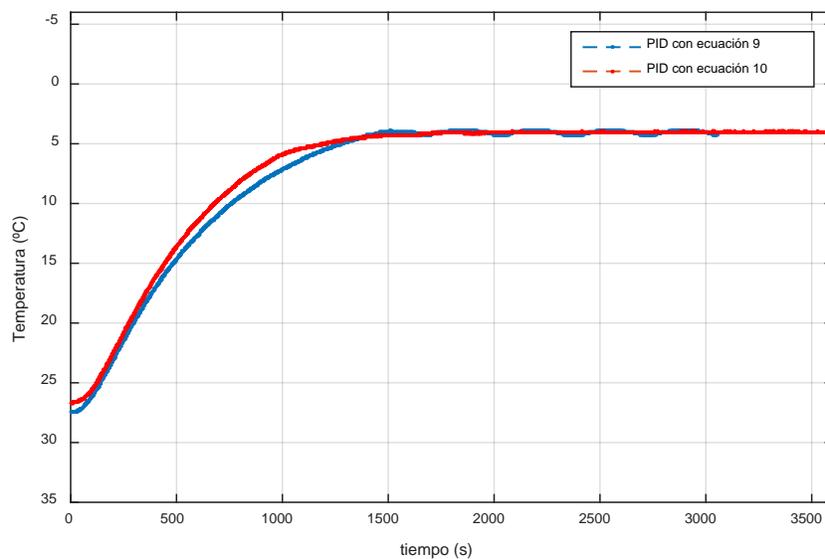


Figura 10. Prueba funcional de la cámara climática con las constantes $K_p = 0.3$, $K_i = 0.025$ y

$$K_d = 0.31$$

Como se puede observar en la Fig. 10, la respuesta en temperatura fue mejorada y el tiempo de estabilización de la temperatura disminuyó al modificar las constantes. Para el caso de la ecuación (9), la temperatura llegó al setpoint indicado a los 1476 segundos (24.6 minutos) y

presentó una oscilación de $\pm 0.19^{\circ}\text{C}$. Por otro lado, utilizando el controlador de la ecuación (10), la temperatura tomó aproximadamente 1700 segundos (28.6 min) en llegar al setpoint y la temperatura presentó una oscilación de $\pm 0.06^{\circ}\text{C}$. Esto demuestra prácticamente que el algoritmo de control propuesto sigue las reglas clásicas del control, es decir, para un menor tiempo de respuesta hacia el setpoint la respuesta del sistema presenta un sobre pequeño impulso y una pequeña oscilación alrededor del setpoint (subamortiguado). Por otro lado, para un mayor tiempo de respuesta hacia el setpoint este presenta una respuesta prácticamente sin oscilación (sobreamortiguado).

Otros de los aspectos a considerar es el consumo de corriente y con el fin de poder enfocarlo a un sistema portátil fue necesario determinar el consumo de corriente de la cámara de órganos en funcionamiento. En la Fig. 11 y 12 se muestran gráficamente el consumo de corriente para la última prueba realizada (mostrada en la Fig. 10).

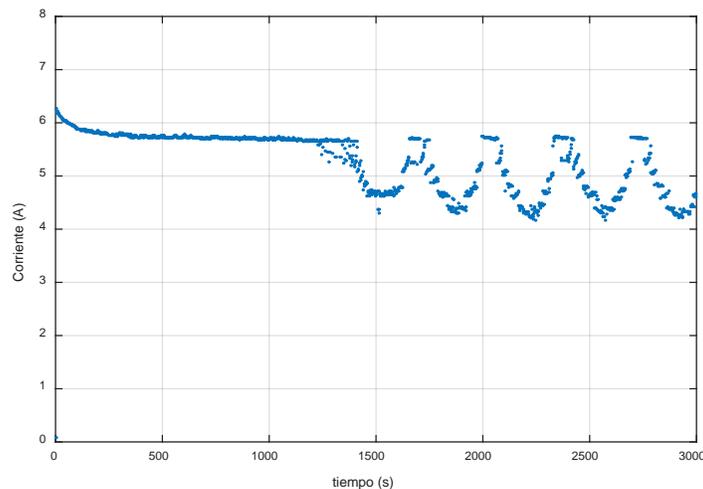


Figura 11. Monitoreo de corriente de la cámara climática basada en el controlador de la ecuación

9.

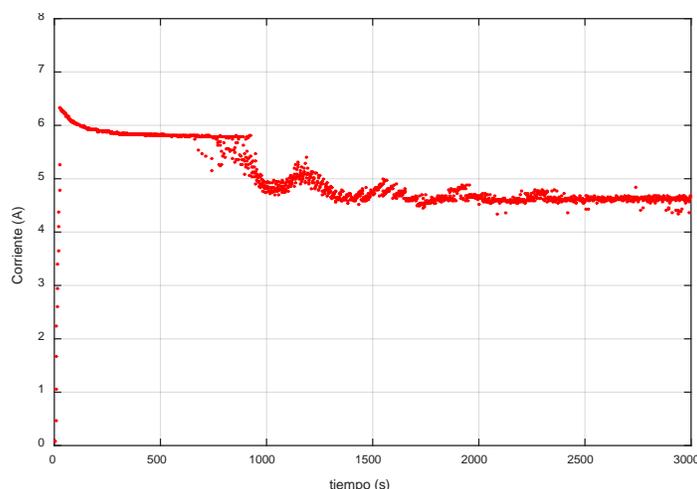


Figura 12. Monitoreo de corriente de la cámara climática basada en el controlador de la ecuación 10.

Como se aprecia en la Fig. 11 al utilizar la ecuación (9) se consume una corriente a plena carga alrededor de 6.0A con un ciclo de trabajo del 100%. Al alcanzar el setpoint deseado se presenta una oscilación la cual directamente produce un consumo de corriente oscilatorio de 4.5A a 6A que a su vez produce oscilaciones mínimas de temperatura de $\pm 0.19^{\circ}\text{C}$ (ver Fig. 10). Sin embargo, para el caso de la Fig. 12 cuando se utiliza la ecuación (10) se produce un consumo similar de 6.0A a plena carga hasta los 800 segundos y posteriormente comienza a presentar pequeñas oscilaciones de corriente las cuales disminuyen hasta llegar a una estabilización a los 2000 segundos, obteniendo así una corriente promedio de 4.5A y se mantiene este consumo hasta el final de la prueba.

V. CONCLUSIÓN

Se presentó el prototipo de una cámara de transporte de órganos la cual mantiene un setpoint de 4°C con un error de $\pm 0.06^{\circ}\text{C}$. Para mantener la temperatura en el interior de la cámara se utilizaron dispositivos termoelectrónicos (TEC) controlados mediante una señal PWM. El controlador digital propuesto demostró ser eficiente tanto en respuesta de temperatura, precisión y consumo de corriente cuando se le comparo con un controlador digital PID ampliamente utilizado.

Para emigrar el desarrollo propuesto hacia un sistema portátil se plantea lo siguiente: como primer punto, para el consumo de corriente a plena carga o hasta alcanzar la temperatura deseada (pre-enfriamiento), el sistema debe conectarse al suministro de corriente alterna de una casa-habitación por medio de una fuente de alimentación AC-DC. Posteriormente, las baterías de corriente directa recargables jugaran un rol muy importante para el suministro de la potencia durante el traslado. Por ejemplo, el modelo EXP12100 de la marca expert-power garantiza 12V a 10Ah, lo cual habilita al sistema a un tiempo de transporte de 2h aproximadamente asumiendo que se tiene un consumo promedio de 4.5 A. Más aún se puede prolongar el tiempo de traslado aumentando la potencia de la batería, tal es el caso del modelo EXP12200 de la misma marca el cual provee 12V a 20Ah.

REFERENCIAS

- [1] Dr. Ávila Funes José Alberto, Secretaría de Salud “consideraciones éticas en el trasplante de órganos” 25 de abril del 2013. [en línea] Disponible: <http://www.innsz.mx/opencms/contenido/investigacion/comiteEtica/consideracionesEticas.html>, 25 de abril 2013.
- [2] Parrilla P., Pascual. (2008). *Manual sobre donación y trasplante de órganos*. España: Arán Ediciones.
- [3] Aramini, Michele. (2007). *Introducción a la bioética: Colección Bioética*. Colombia: Editorial San Pablo.
- [4] CENATRA. (2016). *Boletín Estadístico – Informativo*. No. 1, Volumen: I, Periodo: Enero-junio 2016. México.
- [5] Robert B. Northrop, “NonInvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis”, CRC Press LLC, 2002.
- [6] Doug Otead, “PC/104-based kidney preservation machine: A virtual collaborative venture”, *The Journal of Modular Embedded Computing*, volumen 7, número 2, 2003.
- [7] Cota Ruíz Juan de Dios, Ochoa Humberto, Saucedo Rosa Alicia, Juárez José Luis, “CÁMARA PORTÁTIL PAR EL TRANSPORTE DE RIÑONES HUMANOS”, Presentado del 28 de noviembre al 3 de diciembre del 2006, Acapulco, Gro. México.
- [8] W. Blancarte, “Instrumentación para el control de procesos industriales: Efecto Peltier”, ITESO, Guadalajara, México, Sept. 2001. [Online]. Disponible: <http://www.desi.iteso.mx/elec/instru/peltier.doc>
- [9] Arturo P. Sandoval G., Enrique Espinosa J., Jorge L. Barahona A., “Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de enfriamiento con base en semiconductor”, Instituto de Electrónica. Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca. México. [Online] Disponible: <http://www.utm.mx/~mtello/Extensos/extenso020709.pdf>

- [10] Pérez García, Miguel Ángel. (2014). *Instrumentación electrónica*. España: Ediciones Paraninfo.
- [11] Hoja de Datos, “DS18B20 High – Precision 1-Wire Digital Thermometer“, [http://www.maxim-ic.com\(07,2006\)](http://www.maxim-ic.com(07,2006)).
- [12] Chen, Ran. (2010). *Intelligent Computing and Information Science*. China: Springer.
- [13] Dorf, R. C., & Bishop, R. H. (2011). *Modern control systems*. Pearson.
- [14] K. Jarnet Philipp (2014), *Feedback control for computer systems*, O'REILLY.
- [15] Karl J. Åström, Tore Hägglund (2009), “Control PID Avanzado” Ed. Pearson Educación, México.
- [16] Ordoñez ruiz Hugo Humberto, "sistema de simulación y control de procesos sobre la base de una PC de la planta marca Armfield Mod. PCT-23", tesis de maestría en electrónica, ITCH, 2001.
- [17] Ogata Katsuhiko (1996), “Sistemas de control en Tiempo Discreto”, Pearson.
- [18] Galván Cruz, Gerson Seir. “Control retroalimentado de un módulo termoeléctrico”. Tesis para obtener el título de Ingeniero en Mecatrónica. Huajuapán de León, Oaxaca. 2012.
- [19] Acedo Sánchez, José. (2006). *Instrumentación y control avanzado de procesos*. España: Ediciones Díaz de Santos.
- [20] Parrilla P., Pascual; Landa G., José Ignacio. (2009). *Cirugía AEC/ AEC Surgery*. España: Ed. Médica Panamericana.