

Férula auxiliar en el tratamiento del dolor articular por medio de termoterapia resultados preliminares

NARANJO-ROSAS, Antonio*†, SANDOVAL-GONZALEZ, Oscar, GONZÁLEZ-SÁNCHEZ, Estela, TRUJILLO-ROMERO, Citlalli, MARTINEZ-MENDEZ, Rigoberto y FLORES-CUAUTLE, Agustín

Recibido 8 de Junio, 2017; Aceptado 11 de Septiembre, 2017

Resumen

La falta de repetitividad y estandarización en las sesiones de termoterapia afectan la percepción de pacientes y doctores y esta es una de las razones que hacen inciertos los estudios acerca de los efectos a largo plazo de esta terapia en personas que padecen enfermedades crónicas o autoinmunes, es por esto que en este trabajo se aborda una forma de aplicar termoterapia con la capacidad de controlar la temperatura que se pretende aplicar y reduciendo la cantidad de dispositivos en contacto directo con el paciente. Se ha implementado un control PID para tener un mejor control sobre la temperatura de la férula. Los resultados presentados en este artículo prueban que es posible aplicar el dispositivo desarrollado ya que este cumple con sus objetivos principales.

Celdas Peltier, Control PID, Temperatura, Termoterapia

Abstract

The lack of repeatability and standardization in thermotherapy sessions affects the perception of the patients and doctors, and that's one of the reasons that make uncertain the studies about the long term effects of this therapy on affected people with autoimmune or chronic diseases, therefore in this work we review a way of applying thermotherapy within the ability of controlling the temperature that it is pretended to be applied and reducing the amount of devices in direct contact with the patient. A PID control has been applied as is intended to have certainness of the device temperature. The results presented in this article are prove that it is possible to applied the device developed, because the device accomplishes its main objectives

Peltier Cells, PID control, Temperature, Thermotherapy

Citación: NARANJO-ROSAS, Antonio, SANDOVAL-GONZALEZ, Oscar, GONZÁLEZ-SÁNCHEZ, Estela, TRUJILLO-ROMERO, Citlalli, MARTINEZ-MENDEZ, Rigoberto y FLORES-CUAUTLE, Agustín. Férula auxiliar en el tratamiento del dolor articular por medio de termoterapia resultados preliminares. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2017, 1-1: 23-30

*Correspondencia al Autor (Correo Electrónico: luis.naranjo.rosas@gmail.com)

† Investigador contribuyendo como primer autor.

Introducción

La termoterapia se puede definir como el uso de calor en sus diferentes grados sobre el cuerpo humano con fines terapéuticos, la aplicación del calor se da mediante agentes térmicos cuya temperatura se encuentra por encima de los límites fisiológicos, esta terapia ha sido ampliamente usada por los profesionales ya que su costo es reducido y su eficacia como medida paliativa en el tratamiento del dolor ha sido probada con anterioridad, siendo así un método no farmacológico para el tratamiento sobre todo en dolores musculares, de huesos y articulaciones. Independientemente de la causa del dolor los terapeutas coinciden en el uso de termoterapia como medida paliativa al dolor articular, debido a que es un tratamiento no invasivo y que no involucra los efectos secundarios asociados al uso de fármacos.

El efecto analgésico del calor que es el principio sobre el que se basa el uso de la termoterapia en personas con dolor articular, es debido en parte al aumento del flujo sanguíneo producto de la vasodilatación que provoca el calor en el cuerpo y que conlleva un mayor transporte de glóbulos blancos promoviendo la acción del sistema inmunológico que resulta beneficioso en caso de que el dolor sea causado por alguna lesión provocada por trauma o sobreesfuerzo físico, ya que en estos casos el sistema inmunológico ayudará a reparar el daño, pero en enfermedades como la artritis reumatoide que es una enfermedad crónica degenerativa, de tipo autoinmune, es decir que el propio sistema inmunológico es quien daña a la persona atacando células sanas de su cuerpo, el aumento de la actividad del sistema inmunológico no necesariamente puede resultar beneficioso a largo plazo por lo que pese a que esta técnica es ampliamente aceptada como una terapia paliativa para las personas que sufren algún dolor articular de cualquier índole.

Sus beneficios a largo plazo debido a los efectos que presenta el cuerpo ante el aumento de temperatura (vasodilatación, aumento de la actividad del sistema inmunológico) sobre enfermedades degenerativas, es debatido aun, esto se debe en parte a la falta de estandarización en los métodos de aplicación de terapia térmica.

Este factor también conlleva a que existan diferencias en los gradientes de temperatura aplicados en un rango de 38 °C a 44 °C (especialidades.) que es el rango que reportan los terapeutas típicamente en su aplicación.

Desarrollo

Se propuso una forma de elevar la temperatura de la férula para lograr los gradientes de temperatura necesarios sin la necesidad de utilizar directamente ningún elemento eléctrico ni electrónico como cables o circuitos para minimizar el efecto psicológico que se presenta en las personas al estar sujetadas a elementos externos (Patterson, 2006).

Por esta razón se decidió transmitir el calor mediante un agente térmico denominado Material de cambio de fase (PCM por sus siglas en inglés), del cual se aprovecha la característica de baja inercia térmica la cual le permite mantener su temperatura constante por más tiempo ante las diferencias de temperatura a las que se encuentra expuesto (Zalba, Marín, Cabeza, & Mehling, 2003), por lo que es posible utilizar la electrónica necesaria para controlar la temperatura de este PCM separado de la férula y llevarlo a la temperatura deseada para entonces infundirlo en la férula y llevarla a la temperatura que se desee.

Para elevar la temperatura del PCM este se hace circular por un contenedor cilíndrico de aluminio se le colocó un sensor digital de temperatura que cuenta con resolución programable de hasta 0.0625°C , que se utilizó como elemento primario de medición para cerrar un lazo de control que regule la temperatura del PCM, a la base del contenedor de aluminio se acoplaron celdas Peltier, que se fungen como el elemento activo del sistema, en la otra cara de las celdas Peltier se acoplo un disipador aluminio, un diagrama esquemático del montaje se muestra en la Figura 1.

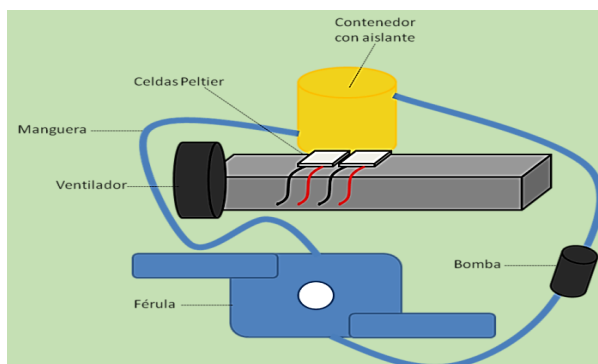


Figura 1. Diagrama de sistema completo.

Se utilizaron celdas Peltier como elemento activo debido a que dependiendo de la polaridad y potencia con que se alimenta la celda Peltier esta bombea calor de una cara de la celda a la otra, dejando una cara con exceso de calor (caliente) y otra cara con ausencia de calor (fría), creando así una diferencia de temperaturas que es directamente proporcional a la potencia con que se alimenta la celda Peltier, si se quiere cambiar el sentido de bombeo de energía térmica (que la cara caliente ahora se enfríe y viceversa), basta con invertir la polaridad con que se alimenta la celda para conseguirlo, por lo que a diferencia de los sistemas de control de temperatura convencionales en este sistema se puede conseguir la acción de control contraria con el mismo elemento final de control solo invirtiendo la polaridad de la alimentación.

Debido a que estas celdas se alimentan con corriente continua, se puede realizar el cambio de sentido de bombeo de energía térmica de las celdas Peltier utilizando un puente H, análogamente a como se cambia el sentido de giro de un motor de CD, aunque existen en el mercado algunos sistemas embebidos que implementan puentes H que son comúnmente usados con las tarjetas Arduino, estos pueden manejar poca potencia, por lo cual se utilizó un diseño previamente realizado (Rodríguez, 2016) el cual es capaz de proporcionar hasta alrededor de 85Watts continuamente sin problemas.

Para regular la temperatura se utilizó un PID discreto que se implementó en el software LabVIEW de National Instruments, basado en retrasos como el que se muestra en la Figura 2.

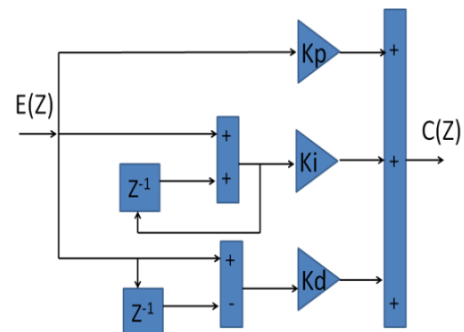


Figura 2. Diagrama a bloques PID discreto.

Ya que por su función transferencia (1) que es equivalente a la del PID continuo se puede aplicar el método del Lugar Geométrico de las Raíces (LGR) como en un sistema de tiempo continuo y después únicamente trasladar las ganancias calculadas al controlador discreto desarrollado en software utilizando shift registers para implementar los retrasos, multiplicaciones para las ganancias, sumas y restas.

$$\frac{C(Z)}{E(Z)} = K_p + K_i \frac{Z}{Z-1} + K_d \frac{Z-1}{Z} \quad (1)$$

Para calcular las ganancias del controlador PID, se procedió inicialmente a obtener la respuesta del sistema ante una entrada de tipo escalón, de esta forma se obtiene la función transferencia de la planta que representa al sistema y después aplicar el método del LGR para encontrar los valores de las ganancias del controlador. En el Gráfico 1 se muestra la respuesta del sistema ante una entrada de tipo escalón, los puntos representan la medición experimental en tanto que la línea sólida representa el modelo matemático propuesto.

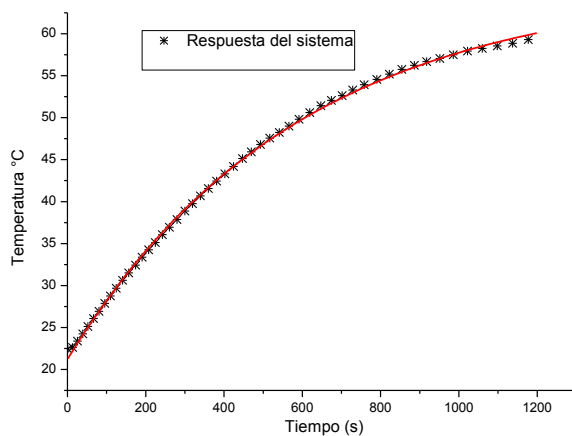


Gráfico 1. Respuesta del sistema ante una entrada tipo escalón.

La respuesta al escalón del sistema que es de tipo:

$$y(t) = Ae^{-t/B1} + y0 \quad (2)$$

Aplicando en (2) transformada de Laplace:

$$Y(s) = \frac{A1}{s - \frac{1}{B1}} + \frac{y0}{s} \quad (3)$$

Simplificando e se tiene:

$$Y(s) = \frac{A1s + y0(s - \frac{1}{B1})}{s(s - \frac{1}{B1})} \quad (4)$$

Ya que en esta ecuación en el denominador se encuentra una S multiplicando a otro factor, esto es la función transferencia de la entrada al escalón $1/s$ que está multiplicando a la función transferencia de la planta ya que lo que se obtuvo fue la respuesta al escalón, se debe dividir la función entre este escalón para poder encontrar la función transferencia de la planta y como $X(s) = 1/s$ entonces $Y(s)/X(s)$:

$$\frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{A1s + y0(s - \frac{1}{B1})}{(s - \frac{1}{B1})} \quad (5)$$

Sustituyendo los valores de las constantes físicas del sistema $A1$, $B1$, $y0$, se tiene:

$$\frac{Y(s)}{X(s)} = \frac{21.12s + 0.1119}{(s + 0.0017)} \quad (6)$$

Tomando los valores de las frecuencias de la forma de la función de transferencia de la planta (6) se realizó un diagrama como se muestra en la Figura .

Para dar una idea grafica de las operaciones de geometría analítica que se realizaron para encontrar los ángulos que cada cero del controlador deberá aportar para cumplir la condición de fase del método del LGR proponiendo el polo de lazo cerrado r con un factor de amortiguamiento de 0.8 como la literatura lo sugiere y por lo tanto el polo de lazo cerrado se propone en $s = -0.0034 + 0.00255j$.

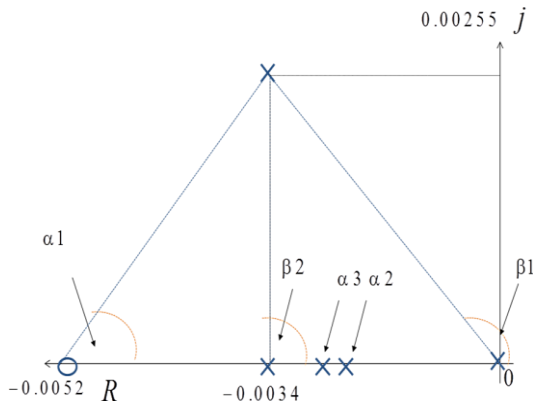


Figura 3. Esquema de lugar geométrico de las raíces.

Tomando en cuenta los datos obtenidos se propone el siguiente diagrama de control a lazo cerrado para el sistema como el de la Figura .

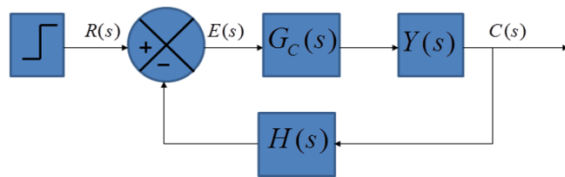


Figura 4. Diagrama a bloques del sistema en lazo cerrado.

Donde el controlador $G_c(s)$ que es un control tipo PID que tiene por función de transferencia a (7) y también a (8) desarrollando (7):

$$G_c(s) = \frac{k(\frac{s}{\omega_n} + 1)^2}{s} \tag{7}$$

$$G_c(s) = \frac{2k}{\omega_n} + k\frac{1}{s} + \frac{k}{\omega_n^2}s \tag{8}$$

Tomando en cuenta que $H(s) = 1$ y debido a que este controlador (7) tiene 2 ceros se debe que considerar que aportan cada uno un ángulo α por lo que la condición de fase para este sistema queda como:

$$-180^\circ = -\beta_1 - \beta_2 + \alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3 \tag{9}$$

Después de realizar algunas manipulaciones algebraicas tenemos:

$$k = \frac{1}{(106.8763)(35.481)} = 2.64 \times 10^{-4} \tag{10}$$

Con los valores de k y ω_n obtenidos se procedió a simular la respuesta del sistema de control en Matlab

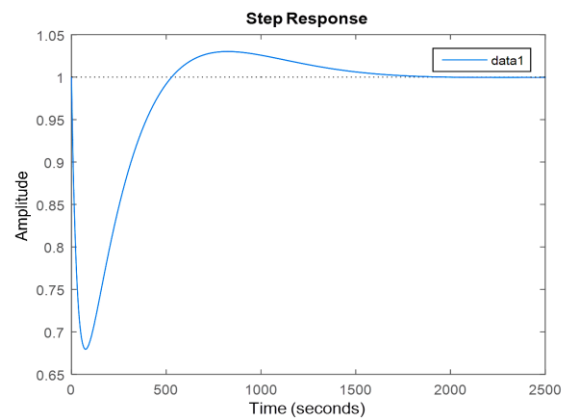


Figura 5. Simulación de control en Matlab.

Resultados y discusión

Para la implementación del controlador calculado y simulado en LabVIEW se utilizó la equivalencia entre la función transferencia del PID discreto y la del continuo, que se puede apreciar mejor en (11) ya que según la literatura (Ogata, 1995):

$$\frac{Z}{Z-1} = \frac{1}{s} \tag{11}$$

Por lo tanto, si observamos los sumandos en (1) y en (8) podemos decir que:

$$K_p = \frac{2k}{\omega_n} = 0.061259 \tag{12}$$

$$K_i = k = 0.000264 \tag{13}$$

$$Kd = \frac{k}{\omega_n^2} = 3.55295 \quad (14)$$

Resultados

Se procedió a implementar el controlador en el sistema físico, únicamente del contenedor sin activar la bomba del circuito hidráulico y se fue aumentando el valor de referencia en incrementos de 5°C en los rangos de la termoterapia

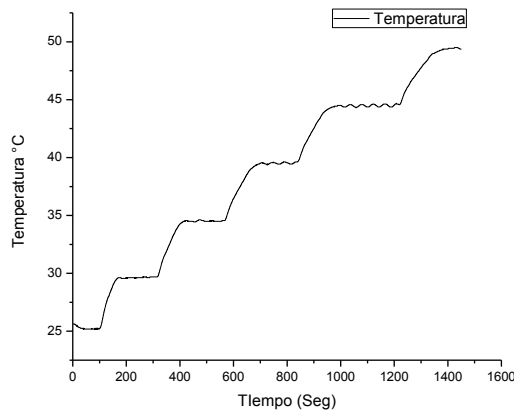


Gráfico 2. Respuesta del sistema físico de temperatura con el controlador diseñado.

Con la finalidad de estimar la influencia del PCM cuando se usa para evitar la pérdida de calor, se hizo una comparación cuando la férula usa agua o PCM como elemento para la transferencia de calor.

En primer lugar se llenó la férula con agua y se aumentó la temperatura de la férula a 55 °C y se dejó enfriar libremente, posteriormente se realizó el mismo experimento con PCM en lugar de agua, los resultados son mostrados en la Gráfico 3

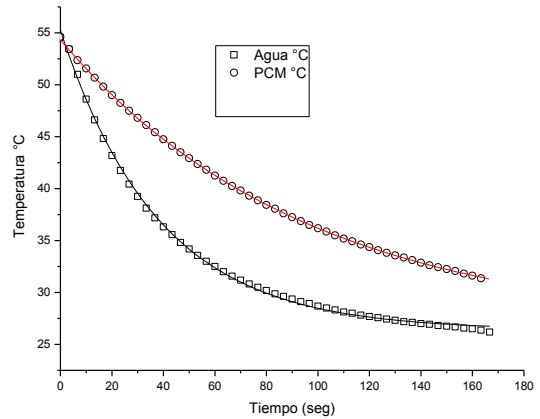


Gráfico 3. Diferencia entre la pérdida de temperatura del PCM con respecto al agua.

Por medio de la ley de enfriamiento de Newton (15) podemos obtener los coeficientes que la determinan cuando se usa tanto PCM como agua:

$$T(t) = Ce^{kt} + Tm \quad (15)$$

En donde la *C* representa la temperatura de estabilización y *k* el coeficiente de transferencia térmica

Entonces para el PCM se tiene:

$$T(t)_{PCM} = 27.42488e^{-t/94.66649} + 24.95135 \quad (16)$$

Y para el agua:

$$T(t)_{agua} = 28.87098e^{-t/38.17443} + 26.38195 \quad (17)$$

Por lo tanto:

$$k_{agua} = -1/38.17443 = -0.0261955 \quad (18)$$

$$k_{PCM} = -1/94.66649 = -0.0105634 \quad (19)$$

Es posible observar que la magnitud del coeficiente de transferencia de energía calorífica es más del doble en el caso del agua, por lo que se puede decir que el agua pierde calor mucho más rápido que el PCM, en los rangos de temperaturas de interés, entre los 45°C y 35°C, en la Figura 3 es posible observar como al agua le toma aproximadamente 30 minutos perder 10°C y al PCM le toma alrededor de 70 minutos perder la misma cantidad de calor, poco más del doble, como lo sugiere el coeficiente k .

A fin de probar el sistema completo, se colocaron dos sensores de temperatura uno en la férula y uno en el contenedor para medir paralelamente la temperatura en ambos (Gráfico 4).

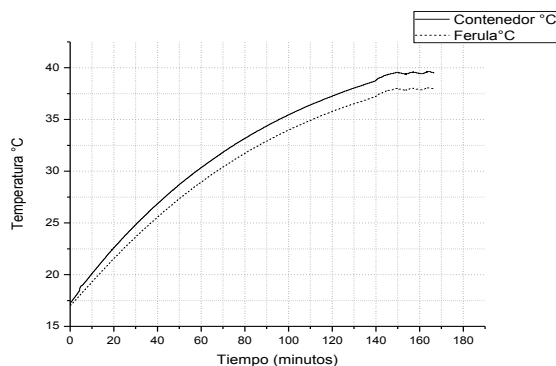


Gráfico 4. Respuesta sistema completo.

Se puede apreciar que la férula aumenta su temperatura un poco más lento que el contenedor debido a que este último se encuentra aislado térmicamente por espuma de poliuretano reduciendo aún más las pérdidas debido a la temperatura ambiente. También es posible observar que la férula no alcanza la temperatura deseada en estado estable, el valor mantiene una diferencia con respecto al setpoint casi constante de aproximadamente 1.75°C por debajo debido a las pérdidas de calor por la exposición a la temperatura ambiente del PCM en el recorrido.

Aunque se intentó aplicar perturbaciones en la temperatura de la férula que podrían darse durante el estado estable de la temperatura para ver como el controlador recuperaba la temperatura deseada resultan prácticamente imperceptibles, debido en parte a que las perturbaciones que podrían presentarse en el sistema en funcionamiento estarían en función de la temperatura ambiente a la que se encuentre el sistema, es decir no se presentan cambios drásticos de temperatura ya que la diferencia de temperatura entre la férula y el ambiente es no es muy grande y como ya se observó el PCM almacena en gran parte la energía térmica por lo que la pérdida de calor en este es apenas perceptible debido a que se mantiene circulando y recalentando, el flujo que entra a la férula con la temperatura deseada compensa prácticamente cualquier perturbación ya que como se vio en la en la Figura 6 el PCM pierde menos de 0.5°C en un lapso de tiempo de menos de dos minutos que es el tiempo estimado que le toma al PCM circular completamente por el circuito hidráulico, el error en estado estable se debe a que la capacidad de mantener la temperatura se ve afectada por la disminución de volumen (Zalba et al., 2003) que se presenta en las vías del circuito hidráulico (mangueras de media pulgada), por lo que en estas es donde más energía térmica se disipa en el ambiente, por ello se presenta una pérdida constante de calor en la férula de 1.75°C con respecto al contenedor.

Conclusiones

La férula presenta una pérdida constante de 1.75°C cuando la temperatura del sistema se encuentra en estado estable (alrededor de 40°C), por lo tanto retroalimentado este valor al algoritmo de control es posible compensar esa pérdida de calor sumando este offset a la referencia para hacer que la férula alcance la temperatura deseada sin necesidad de tener ningún sensor en la férula.

NARANJO-ROSAS, Antonio, SANDOVAL-GONZALEZ, Oscar, GONZÁLEZ-SÁNCHEZ, Estela, TRUJILLO-ROMERO, Citlalli, MARTINEZ-MENDEZ, Rigoberto y FLORES-CUAUTLE, Agustín. Férula auxiliar en el tratamiento del dolor articular por medio de termoterapia resultados preliminares. Revista de Fisioterapia y Tecnología Médica. 2017

El uso del PCM aporta una inercia térmica considerable al sistema, que resulta beneficiosa para mantener la temperatura deseada en este y así proporcionar los gradientes de temperatura alrededor de la rodilla del paciente de forma precisa, que es el objetivo principal de la férula.

El efecto perjudicial que la inercia térmica suele tener en los sistemas térmicos resultado del uso del PCM en el sistema, se compensa gracias al uso de las celdas Peltier ya que estas pueden cambiar su sentido de conducción de la energía como ya se mencionó.

Referencias

Especialidades., I. from <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=2020>.

Fixation on adolescents: an integrative research review. *Orthopaedic Nursing*, 25(5), 300-308.

Ogata, K. (1995). *Discrete-time control systems* (Vol. 8): Prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ.

Patterson, M. (2006). *Impact of external*

Rodriguez, M. A. M. (2016). *Desarrollo de una plataforma robotica movil teleoperada para aplicación en exteriores con sistema hibrido de energia.*

Zalba, B., Marín, J. M., Cabeza, L. F., & Mehling, H. (2003). Review on thermal energy storage with phase change: materials, heat transfer analysis and applications. *Applied thermal engineering*, 23(3), 251-283.