

Dispositivo electrónico para termocrioterapia por conducción del manguito rotador

Carlos David Morales Cruz¹
Leonardo Iván de la Cruz Martínez²
Roberto Hernández Córdova³
Marcos Antonio Pérez Torres⁴

RESUMEN

Se estima que el 40 % de las personas presentan alguna patología en el manguito rotador en alguna etapa de su vida. La termoterapia busca un efecto sedante y relajante, además, un aumento de la temperatura incrementará la actividad enzimática, mientras que la crioterapia, aplicación de frío sobre la piel, produce destrucción local de tejido de forma eficaz y controlada. La fabricación digital en 3D por adición consiste en materializar objetos a partir de archivos digitales y se utiliza una máquina controlada por computadora. El objetivo de este trabajo es diseñar un prototipo electrónico capaz de brindar dos tipos de terapias térmicas por conducción: crioterapia y termoterapia, por medio

de celdas Peltier, que poseen elementos semiconductores con alto grado de impurezas y dispuestos en serie mediante conductores de cobre, con sistema de control proporcional capaz de mantener la temperatura constante por un tiempo determinado. Para la óptima utilización del prototipo se diseñó un soporte «hombreira», generado con impresión 3D por las ventajas que brinda. Este dispositivo es de fácil uso y busca ser una herramienta para el fisioterapeuta en la rehabilitación de personas con lesiones en el manguito rotador.

Palabras clave: crioterapia, termoterapia, celda Peltier, manguito rotador, impresión 3D.

¹ Egresado de la Lic. Ingeniería Biomédica. Universidad Olmeca. Villahermosa, Tabasco. Correo electrónico: uo17407018@olmeca.edu.mx

² Egresado de la Lic. Ingeniería Biomédica. Universidad Olmeca. Villahermosa, Tabasco. Correo electrónico: uo17407016@olmeca.edu.mx

³ Asesor del texto y docente de la Lic. Ingeniería Biomédica. Universidad Olmeca. Correo electrónico: uo19041@olmeca.edu.mx

⁴ Asesor del texto y docente de la Lic. Ingeniería Biomédica. Universidad Olmeca. Correo electrónico: matorres@olmeca.edu.mx

INTRODUCCIÓN

Algunos autores de los que se mencionarán posteriormente estiman que el porcentaje de personas que presenta alguna patología en el manguito rotador en algún momento de su vida es del 40 %. Las lesiones más comunes son provocadas por golpes, inflamación, daño en cartílago o bursitis del hombro, disminuyendo de manera considerable la calidad de vida de los pacientes, dado que genera dolor al mover el hombro (abducción dolorosa del hombro), al sentarse o acostarse, ya que el hombro une al brazo con el torso y al estar formado por tres huesos, clavícula, escápula y húmero, así como músculos, ligamentos y tendones, un problema en el hombro afectaría a otras partes del cuerpo (Aparicio, 1998).

La termoterapia consiste en la aplicación de calor local, con fines terapéuticos, en los tejidos por encima de los niveles fisiológicos de temperatura corporal; esta terapia se basa en la ley fundamental de la termodinámica, que sostiene que el calor es la energía del movimiento de las moléculas que componen los cuerpos materiales (Rull, 2010). La crioterapia es un tipo de termoterapia superficial que se basa en la aplicación de frío como agente terapéutico. La reducción de la temperatura del organismo busca el alivio del dolor a través de la generación de una respuesta tisular (Gutiérrez Espinoza y cols., 2010).

Por otro lado, la tasa de cualquier reacción química aumenta con el incremento de la temperatura, de acuerdo con la ley de Van't Hoff, la velocidad de una reacción química aumenta el doble o el triple por cada 10 °C de elevación de la temperatura. Se sabe que la tasa metabólica de los tejidos aumenta alrededor del 13 % por cada grado de aumento de la temperatura, por lo tanto, la elevación de temperatura producirá un aumento en la actividad enzimática, hasta llegar a un nivel máximo a partir del cual comenzará a disminuir y terminará por abolirse. Un aumento en la velocidad en las reacciones bioquími-

cas celulares conlleva efectos positivos, puesto que se produce un aumento en la captación de oxígeno por parte de los tejidos e incremento en la concentración de nutrientes, que contribuye de forma positiva a los fenómenos de cicatrización y reparación tisular (Morillo y cols., 1998). La transferencia calorífica se clasifica en tres tipos: conducción, convección y radiación; la primera, utilizada para la elaboración en desarrollo de este prototipo, consiste en un intercambio de energía térmica entre dos cuerpos a distintas temperaturas que se ponen en contacto.

Nuestra propuesta para apoyar en el tratamiento de estas lesiones es la elaboración de un prototipo que permita brindar termoterapia y crioterapia superficial mediante el efecto Peltier, que se caracteriza por la aparición de una diferencia de temperaturas entre las dos caras de un semiconductor cuando por él circula una corriente eléctrica que es proporcional a la temperatura generada. Una celda Peltier está conformada por dos materiales semiconductores, uno tipo P y otro tipo N, en un arreglo, produciéndose un efecto termoeléctrico de Peltier al interior. La celda Peltier posee elementos semiconductores impurificados y dispuestos en serie mediante conductores de cobre. Para aislar los conductores de cobre del disipador se agrega entre ellos una placa de cerámica que funciona como aislante (Sandoval y cols., 2007). Este comportamiento permite que, al invertir la polaridad de la fuente de alimentación, la cara fría ahora calentará y la cara caliente sufrirá un descenso de temperatura.

Los microcontroladores son circuitos electrónicos digitales programables que se distinguen por tener alto rendimiento y eficiencia para procesar datos, son utilizados en aplicaciones automotrices, conectividad de datos, control de motores, dispositivos médicos, iluminación, etc. La mayoría cuenta con arquitectura Harvard o Von Neumann de 8, 16, 32 y hasta de 64 bits. Los PIC (programmable inte-

grate circuit, por sus siglas en inglés) son fabricados por Microchip® y entre los módulos más comunes que contienen destacan los siguientes: convertidor análogo a digital, timers, generadores de señales PWM, comparadores, comunicación (CAN, I2C, SPI, UART, USB, WiFi), entre otros (Microchip, 2018).

Actualmente existen dispositivos que realizan termoterapias o crioterapias, pero no uno que realice las dos funciones, que mantenga la temperatura constante en un tiempo determinado establecido por un especialista, esto se logra a través de un control automático programado en un microcontrolador que compara el valor de salida de un sensor con uno de referencia (valor deseado), determina la desviación y produce una señal de control que la reduce a cero o a un valor muy pequeño, se clasifican en: on-off, proporcionales, integrales, proporcionales-integrales, proporcionales-derivativos y proporcionales-integrales-derivativos (Ogata, 2003).

La fabricación digital consiste en materializar objetos a partir de archivos digitales, utiliza una máquina controlada por computadora; gracias a este mecanismo se logran varias ventajas: mejorar procesos de diseño, obtener piezas personalizadas, reducir costos de producción y fabricar formas complejas que no serían posibles con tecnologías tradicionales. Sus usos son muy variados debido a la diversidad de tecnologías y materiales de impresión, por ejemplo, confección de joyas, vestimenta, muebles, máquinas, alimentos y prótesis (Bordignon y cols., 2018).

El objetivo de este trabajo es diseñar un prototipo capaz de brindar termoterapia o crioterapia a personas con lesiones en el manguito rotador a una temperatura constante y tiempo variable, de acuerdo con las prescripciones de un fisioterapeuta, por medio de un sistema de control proporcional programado en un microcontrolador PIC16F887 y celdas Peltier como elemento actuador colocadas en partes

impresas en 3D para lograr una mejor focalización del frío o calor.

MATERIALES Y MÉTODOS

Los materiales utilizados fueron:

- A. Microcontrolador PIC16F887
- B. Pantalla LCD de 16 x 22"
- C. Cristal de 20 MHz
- D. Capacitores: 22 pF
- E. Relevadores de 5 V a 4 A
- F. Celdas Peltier
- G. Disipadores de calor para celda Peltier
- H. Sensor de temperatura LM35
- I. Resistores: 220 Ω , 1 k Ω , 10 k Ω
- J. Botón pulsador
- K. Disipadores de calor para transistor
- L. Transistores TIP125, 2N222A
- M. Fuente de 12 V a 2 A
- N. Bloques terminales
- O. Optoacoplador 4N25
- P. Diodo 1N4148
- Q. Resistor variable de 10 k Ω
- R. Filamento ABS
- S. Lámina de acrílico transparente

La programación del PIC16F887 se realizará mediante el programa C Compiler, que permite escribir y simular las diversas etapas de la programación necesaria en código base mediante el software Proteus versión 8.6. Por otro lado, el sensor de temperatura LM35, con sensibilidad de 10 mV/°C y rango de medición de -55 °C a +150 °C, dado que el prototipo electrónico solo necesitará registrar de 10 a 40 °C (límites recomendados para realizar estas terapias para evitar lesiones al paciente) no se tendrá ningún problema. La información inicial será mostrada de manera gráfica mediante un LCD de 16 x 2, que indicará la temperatura actual de las placas y la temperatura de la terapia solicitada; el proceso descrito se observa en la figura 1.

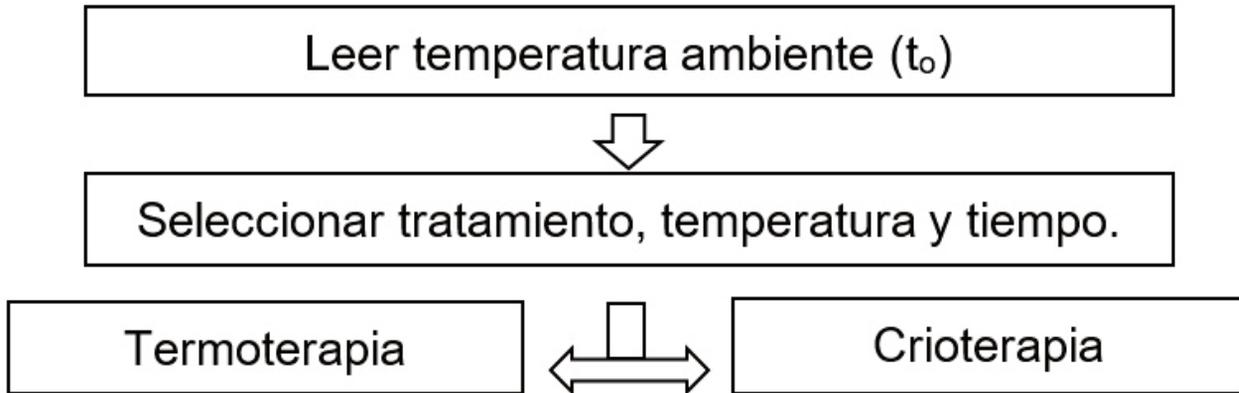


Tabla 1.1. Ingresos de la empresa General Motors de febrero del 2020, en millones de dólares (MDD)

La temperatura ambiente o inicial (t_0) será leída por el LM35, después se seleccionará el tratamiento a realizar, se calculará la constante proporcional (k_p) de la etapa del control para alcanzar y mantener la temperatura del tratamiento, con el apoyo de la gráfica de la figura 2, en este caso, se utilizan dos temperaturas a alcanzar: t_{termo} para termoterapia o t_{crio} para crioterapia, según el tipo de

tratamiento seleccionado, en ambos casos se genera una señal PWM de 500 Hz con duty proporcional a la temperatura leída por el sensor (t_s) y la temperatura deseada para el tratamiento, donde las variables independientes son la temperatura leída por el sensor (t_s) y la deseada de acuerdo al tratamiento (t_{termo} o t_{crio}) y la dependiente es el duty de la señal PWM:

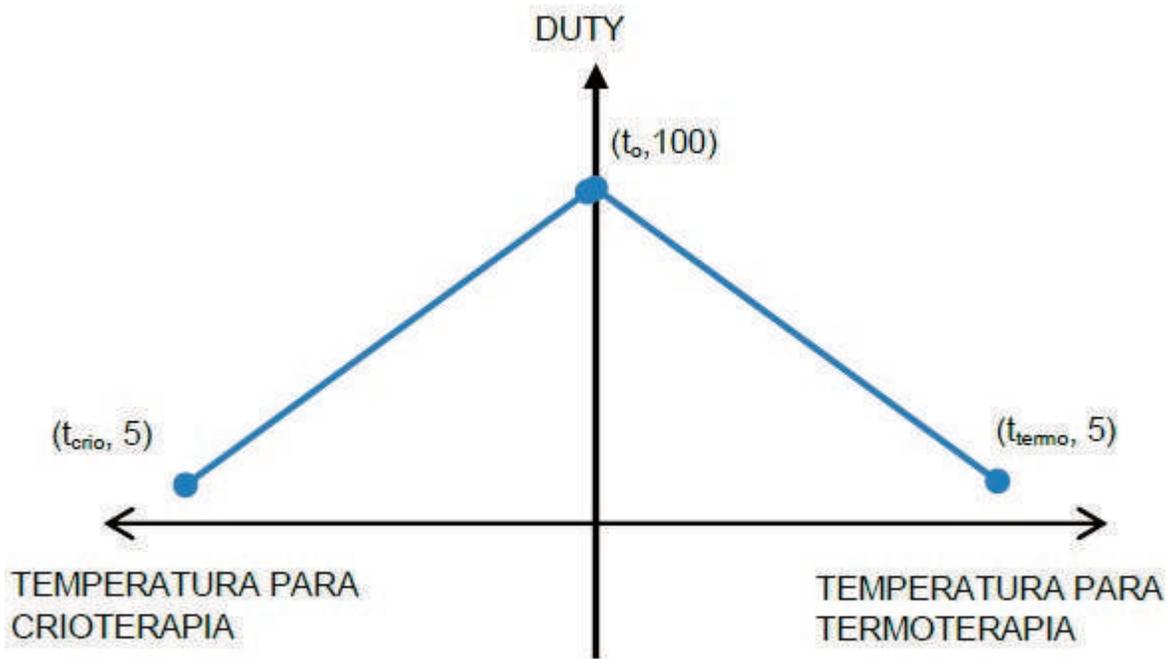


Figura 2. Comportamiento del control de temperatura (*)

Para la etapa de la termoterapia y crioterapia se obtienen fórmulas muy similares:

$$duty - 100 = \frac{5 - 100}{t_{termo} - t_o} (t_s - t_o)$$

Ecuación 1. Fórmula para calcular el duty de la señal PWM para termoterapia. (*)

$$duty - 100 = \frac{5 - 100}{t_{crio} - t_o} (t_s - t_o)$$

Ecuación 2. Fórmula para calcular el duty de la señal PWM para crioterapia. (*)

Como se observa, al momento de iniciar el tratamiento se considera generar un duty del 95 %, que irá disminuyendo de manera proporcional hasta alcanzar la temperatura deseada, donde la señal PWM tendrá un duty del 5 %, en ambas ecuaciones se propone forma punto-punto de la recta, donde se relacionan las variables independientes y dependientes y la pendiente es k_p :

$$k_{p-termo} = \frac{5 - 100}{t_{termo} - t_o}$$

Ecuación 3. Fórmula para calcular la constante proporcional para termoterapia. (*)

$$k_{p-crio} = \frac{5 - 100}{t_{crio} - t_o}$$

Ecuación 4. Fórmula para calcular la constante proporcional para crioterapia. (*)

El voltaje de salida máximo del sensor de temperatura LM35 es de 1.5 V cuando mide 150 °C, por lo que se reducirá el umbral de conversión del ADC del PIC16F887 de 0 a 1.5 V y se utiliza una resolución de 10 bits para obtener mayor precisión. La frecuencia y resolución de la señal PWM se calcularán en base a las fórmulas descritas en el manual del microcontrolador:

$$T_{PWM} = [PR2 + 1] * 4 * T_{OSC} * (Prescaler \text{ del TMR2})$$

Ecuación 5. Fórmula para calcular la frecuencia de la señal de PWM. (***)

$$Resolución = \frac{\log[4(PR2 + 1)]}{\log(2)} \text{ bits}$$

Ecuación 6. Fórmula para calcular la resolución de la señal de PWM. (***)

La salida de la señal PWM se aplica a la etapa de potencia conformada por un transistor TIP125 y switches electromecánicos (relevadores) para aplicar la señal a las celdas de Peltier e invertir su polaridad, para lograr enfriar o calentar según sea la indicación del fisioterapeuta.

Para brindar un agente de soporte se elaborará una pieza 3D tipo hombrera y se consideran tres investigaciones como base para su diseño: la primera es el diseño de una órtesis activa, la tesis realizada por Daniela Vergara Bustamante en 2012, esta investigación es similar al proyecto presentado dado que su objetivo es desarrollar una órtesis de bajo costo (para personas con ingresos medio bajo de 1 a 6 salarios mínimos) que permita restringir la posición de flexión del codo en las horas de sueño del paciente y reducir el impacto de compresión del nervio durante la ejecu-

ción de actividades como hablar por teléfono, manejar, usar la computadora, entre otras, para así controlar los síntomas y favorecer la recuperación (Vergara, 2012). Se decidió utilizar el diseño de una hombrera diseñada en 3D de acceso libre descrito por Mark Churchil (Thingiverse, 2017).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se utilizaron las fórmulas en el manual del fabricante del PIC16F887 para generar la señal de PWM de 500 Hz (ecuaciones 5 y 6), se requiere enviar el valor de 124d al registro PR2 y utilizar el prescaler del TIMER2 a 16; con estos valores se obtiene la frecuencia deseada y resolución del módulo PWM de

9.22 bits, lo que implica enviar un valor de 600 a los registros que controlan el duty, sin embargo, en las pruebas realizadas, el mencionado valor sobrepasa el 100 %, observando que mandando el valor 500 se obtienen buenos resultados. Con estos cálculos se realizaron simulaciones para termoterapia a 40 °C, donde la temperatura inicial fue de 25 °C, al inicio el sistema generó una señal de PWM de 95 % y cuando se alcanza la temperatura terapéutica se mantiene a 5 %, como se aprecia en la figura 3.

De igual manera, se hicieron las pruebas correspondientes para la crioterapia, con la misma temperatura inicial, 25 °C y como temperatura terapéutica 10 °C, con resultados óptimos, como se aprecia en la figura 4.

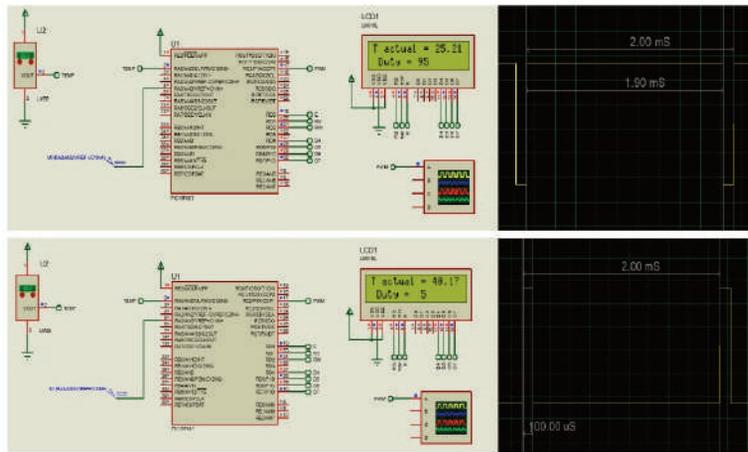


Figura 2. Comportamiento del control de temperatura (*)

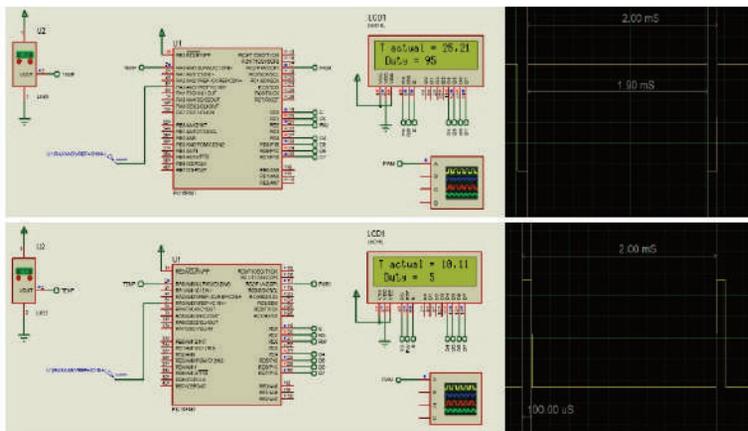


Figura 4. Simulaciones para crioterapia (*)

El optoacoplador 4N25 fue utilizado como interface entre las etapas de control y potencia conformado por un transistor TIP125 y switches electromecánicos (rele-vadores) para aplicar la señal de PWM a las celdas Pel-tier e invertir su polaridad, para lograr enfriar o calentar por un tiempo determinado según sea la indicación del fisioterapeuta. Se realizó el diseño de la tarjeta electrónica mediante el software Circuit Wizard versión 1.50 (9

de octubre de 2009), como se muestra en la figura 5. Se elaboró una hombrera mediante impresión 3D, basada en el diseño de Mark Churchill (figura 6A), que fue modificado para tener una superficie plana (figura 6B), con la finalidad de colocar y fijar una pieza que contiene a los disipadores de calor de las celdas de Peltier (figura 7), mediante el programa SketchUp desarrollado por Trimble Navigation.

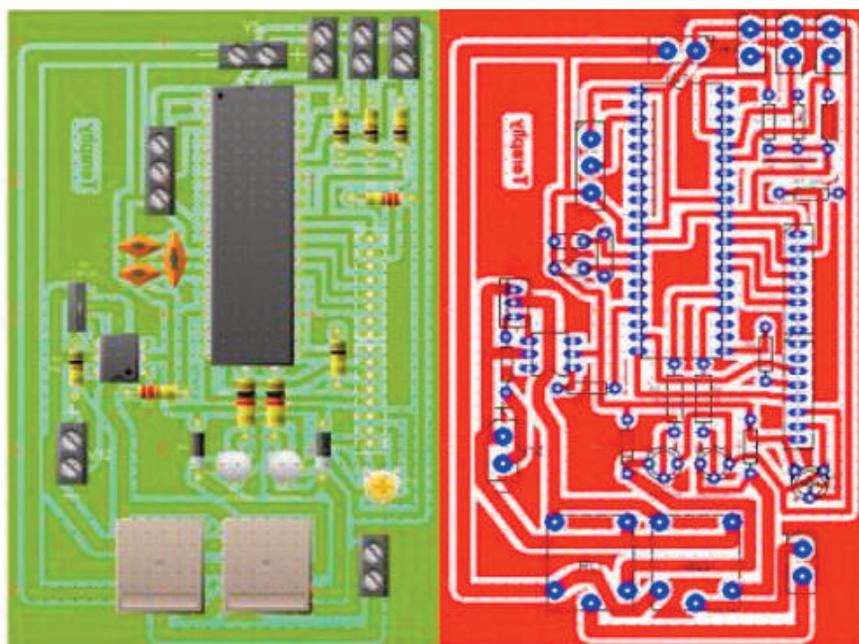


Figura 5. Diseño de la tarjeta electrónica mediante software (**)

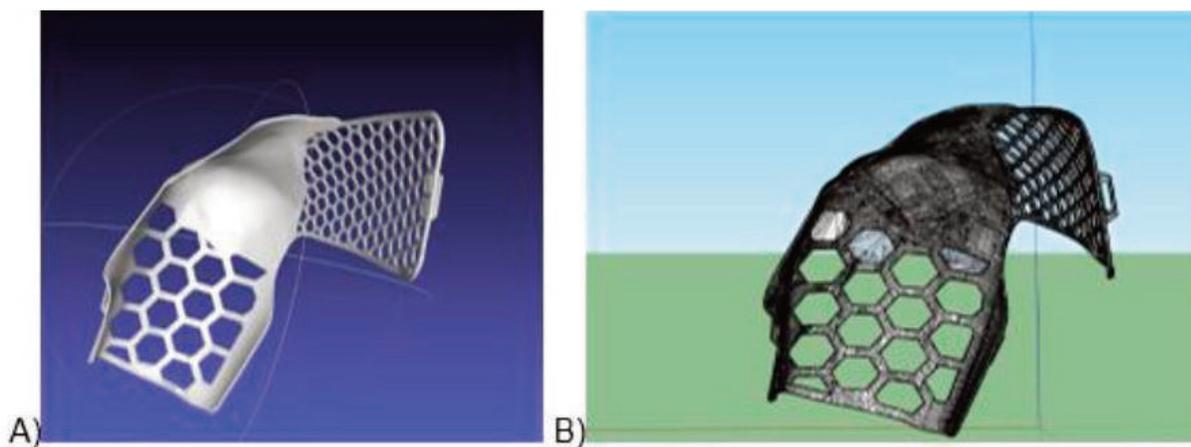


Figura 6. (A) Pieza original. (B) Pieza original con modificaciones para colocar los disipadores de calor (**)

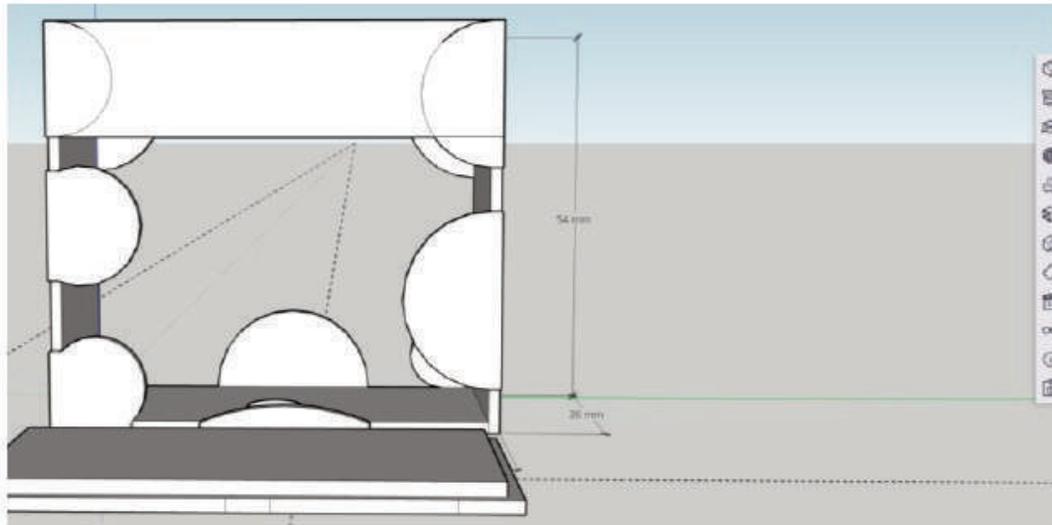


Figura 7. Diseño de pieza para colocar los disipadores de calor (**)

Se realizaron pruebas ergonómicas de la hombrera en pacientes de 60 y 23 años, como se muestra en la figura 8, donde se observa que la pieza final se adapta a la forma de las áreas deseadas, para mejorar la fijación se utiliza una tira de nailon adhesiva. Una de las desventajas de este prototipo electrónico es su elevado

consumo de corriente por las celdas de Peltier, por lo que se utilizó una fuente de energía eléctrica de 12 V a 2.5 amperes, sin embargo, la mayor ventaja radica en que se logra mantener la temperatura constante y no utiliza paños de agua fría o caliente, además de su fácil uso.

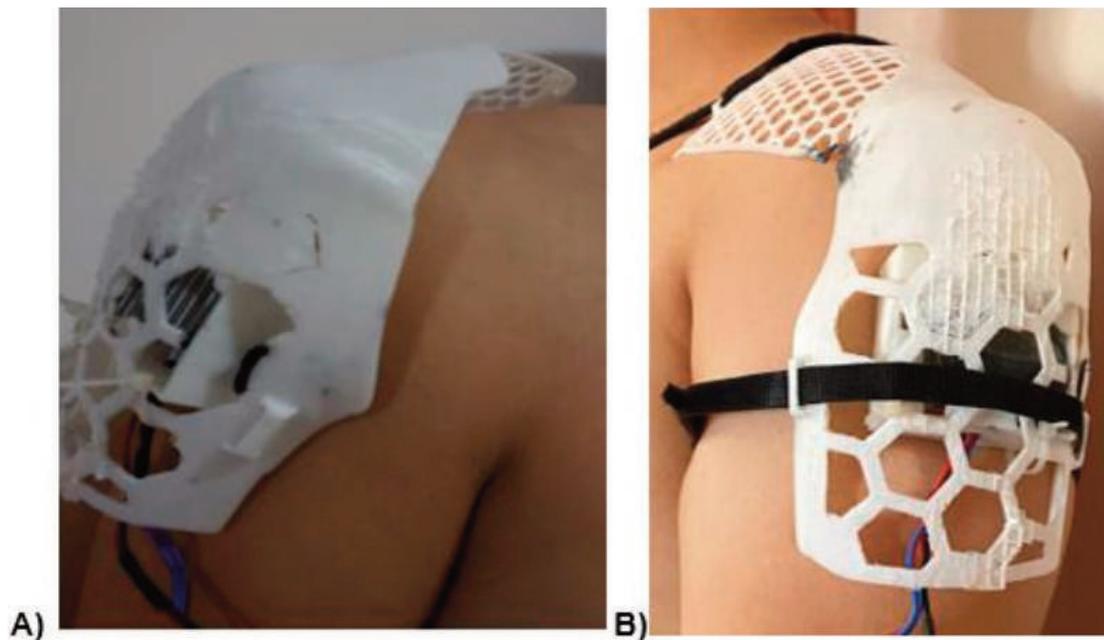


Figura 8. (A) Paciente de 60 años. (B) Paciente de 23 años. (**)

Para comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo electrónico, se utilizó un multímetro de la marca Fluke, modelo 116, con sensor de temperatura, indicando una diferencia de $0.8\text{ }^{\circ}\text{C}$, atribuible a la sensibilidad del sensor de temperatura LM35 utilizado, como se aprecia en la figura 9. La presentación final del prototipo se muestra en la figura 10.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

La realización de este dispositivo proporciona una herramienta para apoyar a las personas que necesitan rehabilitación por lesiones en el manguito rotador.

El prototipo desarrollado es de uso fácil y

práctico; con la implementación del diseño en 3D se espera lograr una mejor adaptabilidad del prototipo a pacientes de cualquier edad. Es de tamaño óptimo, además es de costo muy accesible, no utiliza agua como medio para aplicar la temperatura, cuenta con una pantalla de LCD y botones que permiten la fácil interacción con el usuario, además de un sistema de reinicio por cuestiones de seguridad.

Autoría de fórmulas, imágenes y fotografías:

* Marcos Antonio Pérez Torres

** Carlos David Morales Cruz

*** Manual del PIC16F887 de Microchip

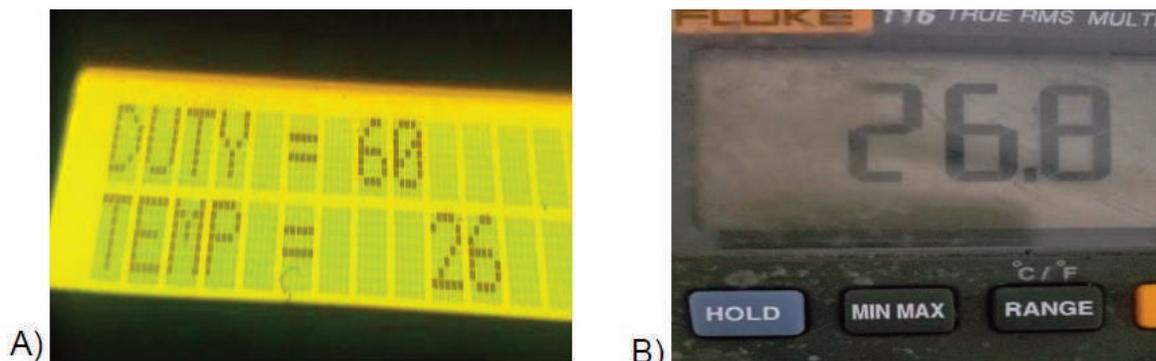


Figura 9. (A) Temperatura por el sensor LM35. (B) Temperatura mostrada por el Fluke 116 (**)



Figura 10. Presentación final del prototipo electrónico (**)

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aparicio, J. L.** (1998). Lesiones del manguito rotador del hombro. Tratamiento: artroscopía más abordaje mínimo (mini open repair). *Rev Asoc Arg Ortop y Traumatol*, 63, 35-40.
- Bordignon, F., Iglesias, A. A., Hahn, Á.** (2018). Diseño e impresión de objetos 3D: una guía de apoyo a escuelas.
- Microchip** (2018). 8-bit PIC® and AVR® Microcontrollers. <https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/30009630M.pdf>
- Morillo, M. M., Vega, J. P., Portero, F. S.** (1998). Manual de medicina física.
- Ogata, K.** (2003). Ingeniería de control moderna. Pearson Educación.
- Rull, C. T.** (2010). Aplicación de termoterapia en el periné durante el periodo expulsivo de parto normal en relación al cuidado habitual. *REDUCA (Enfermería, Fisioterapia y Podología)*, 2(1).
- Sandoval, A. P., Espinosa, E., Barahona, J. L.** (2007). Celdas Peltier: Una alternativa para sistemas de enfriamiento con base en semiconductor. Universidad Tecnológica de la Mixteca, 1-9.
- Thingiverse** (2017). Shoulder Stabilisation Brace. <https://www.thingiverse.com/thing:2152289>
- Vergara, D.** (2012). Diseño de órtesis como tratamiento conservador para el síndrome del túnel cubital. Recuperado de: <http://hdl.handle.net/10554/15590>.

