

Control de la temperatura de la piel y la sudoración mediante un liner protésico que incorpora un material que cambia de estado

Matthew Wernke, PhD; Chris Kelley, MS; Michael Haynes, MS; Maria Gerschutz, PhD; Jim Colvin MS

The Ohio Willow Wood Company, Mt. Sterling, OH

Resumen

Las temperaturas elevadas de la piel y el aumento de la sudoración son molestias comunes que sufren las personas con amputación que usan extremidades protésicas, y crean condiciones que no son cómodas para el miembro residual. Los materiales típicos del encaje y el liner de las prótesis aíslan la extremidad y no permiten que el calor escape. Se desarrolló un liner que incorpora un material que cambia de estado (PCM) para regular la temperatura de la piel y la sudoración. El objetivo de este estudio fue evaluar la eficacia de un liner de PCM para controlar estas dos cuestiones en comparación con un liner que no es de PCM. En los resultados se encontró que el liner de PCM tuvo temperaturas más bajas y una menor transpiración. También se presentaron mejoras a los aparatos de prueba.

Introducción

El calor y la transpiración son problemas comunes en el medio del encaje protésico. Los materiales comunes del liner y del encaje tienen baja conductividad térmica [1] y, por lo tanto, aíslan el miembro residual. Los informes cualitativos presentados por Hagberg [2] indicaron que el calor/la sudoración en el encaje protésico fueron los problemas comunicados con más frecuencia que conducían a una calidad de vida inferior. También se mencionó que la transpiración excesiva puede afectar negativamente a la suspensión de la prótesis [3]. Las condiciones de mayor temperatura y humedad a las que se somete al miembro residual dentro del encaje protésico pueden ser responsables de infecciones [4] y de la

formación de ampollas [5 a 7]. Los adelantos en cuanto a las propiedades térmicas de los materiales de encajes y liners pueden mejorar la comodidad y crear condiciones más saludables para la extremidad de la persona con amputación.

Un enfoque para cambiar las propiedades térmicas del liner es aumentar la capacidad térmica. Los avances recientes en la ciencia de los materiales han producido los PCM, que tienen la capacidad de almacenar y liberar la energía térmica transformándose de material sólido a líquido, y nuevamente a un material sólido. En un esfuerzo por tener un mejor control de las condiciones térmicas del encaje protésico, los materiales del liner protésico fueron modificados con los PCM para mejorar su capacidad térmica.

Los datos cualitativos de los pacientes que usaron un liner de PCM indicaron condiciones de temperatura más agradable y una menor acumulación de humedad. El objetivo de este estudio fue evaluar cuantitativamente la eficacia de un liner de silicona que incorpora PCM (liner de PCM) para regular la temperatura de la piel y la acumulación de humedad en el miembro residual en comparación con un liner estándar (liner que no es de PCM).

Métodos

Diseño: Se usó un diseño aleatorizado, de grupos cruzados para comparar el liner de PCM con uno de otro material. Seis personas con amputación transtibial unilateral participaron en el protocolo de evaluación. Se dividió a los participantes en dos

grupos para determinar el liner que usarían primero durante los procedimientos de evaluación.

Equipo: La temperatura de la piel se midió mediante una sonda con termopar tipo k Omega conectada a un amplificador de señales y un multímetro digital portátil. El equipo particular usado para medir la temperatura en el estudio sólo permitía tomar muestras aisladas de datos de temperatura. La humedad en la superficie de la piel se midió mediante la capacitancia eléctrica de la superficie (SEC, por su sigla en inglés) de la piel. En esta técnica se coloca en la piel una serie de sondas conductoras de electricidad y una de ellas se activa por una pequeña corriente eléctrica (Figura 1). La corriente inducida se mide en las otras sondas de la serie para cuantificar la conductividad de la superficie de la piel. La conductividad aumenta cuando se incrementa la humedad en la superficie de la piel. Se hicieron mediciones de humedad en el extremo distal, la parte posterior de la pantorrilla, la parte posterior de la rodilla, medial y lateral.



Figura 1: Sonda de SEC usada para obtener datos sobre la humedad de la piel en 5 lugares del miembro residual.

Procedimientos: Se tomaron mediciones de temperatura antes, durante y después de la actividad; la actividad se definió como caminar en una banda caminadora a dos ritmos elegidos por el sujeto. También se hicieron mediciones de SEC antes de la actividad, antes de colocar el liner, y después de la actividad, luego de retirar el liner. Se tomaron varias temperaturas de la piel antes de la actividad bajo las siguientes condiciones: 1) atmosférica sin haber colocado el liner ni el

encaje protésico; 2) inmediatamente después de haber colocado el liner; 3) sin actividad con el liner colocado y 4) sin actividad con el liner y el encaje colocados.

Las mediciones de temperatura sólo se tomaron durante el período de actividad bajo las siguientes condiciones: 1) de pie; 2) después de 5 minutos de caminar a un paso lento; 3) después de 5 minutos de caminar a un paso rápido; 4) después de 5 minutos adicionales (un total de 10 minutos) de caminar a paso rápido y 5) después de 5 minutos de caminar a un paso lento.

Se tomaron mediciones de la temperatura después de la actividad 1) al sentarse inmediatamente después de terminar la caminata en la banda caminadora y 2) después de 15 minutos de reposo en posición sentada. Luego, se tomaron mediciones de la humedad de la piel inmediatamente después de retirar el encaje y el liner. Hubo un período de reposo de 30 minutos entre las pruebas de los dos liners para permitir que el miembro residual se volviera a aclimatar al aire de la atmósfera.

Análisis de datos: Se realizó una prueba t unilateral apareada con los datos para determinar si había una diferencia significativa desde el punto de vista estadístico entre los dos grupos. Cabe señalar que, con un tamaño de muestra de seis, este estudio tiene poder estadístico insuficiente y los datos pueden no tener una distribución normal.

Resultados

La evaluación de todos los datos de temperatura de los seis pacientes indicó las siguientes tendencias generales (Figura 2A): 1) La colocación de cualquiera de los liners redujo inicialmente la temperatura de la piel. 2) La actividad aumentó la temperatura de la piel. 3) Ambos tipos de liners mostraron curvas de temperatura similares; sin embargo, los liners de PCM mostraron una menor

temperatura de la piel, especialmente durante la actividad. La tasa de incremento de temperatura asociada con el liner de PCM se redujo un 30 % en comparación con el liner no elaborado con PCM. Al final del período de actividad hubo una diferencia promedio en la temperatura de 1.34 °C. Se considera que esta diferencia es significativa desde el punto de vista clínico. Peery [8] dedujo que el aumento de 1 o 2 grados de temperatura es responsable de los informes de incomodidad relacionada con la temperatura. 4) La temperatura asociada con el liner de PCM fue relativamente estable después de la actividad.

Para 5 de los 6 pacientes, el uso de un liner estándar se relacionó con un aumento mayor de la temperatura de la piel en cada condición de actividad. Los datos de uno de estos cinco pacientes mostraron una disminución considerable de la temperatura asociada con el liner de PCM, lo que indica que el liner de PCM ayudaba a reducir el aumento de la temperatura. Los datos del período de reposo de 15 minutos después de la actividad muestran un cambio mínimo con el liner de PCM, lo que pone de manifiesto la capacidad del material de PCM para mantener condiciones térmicas estables.

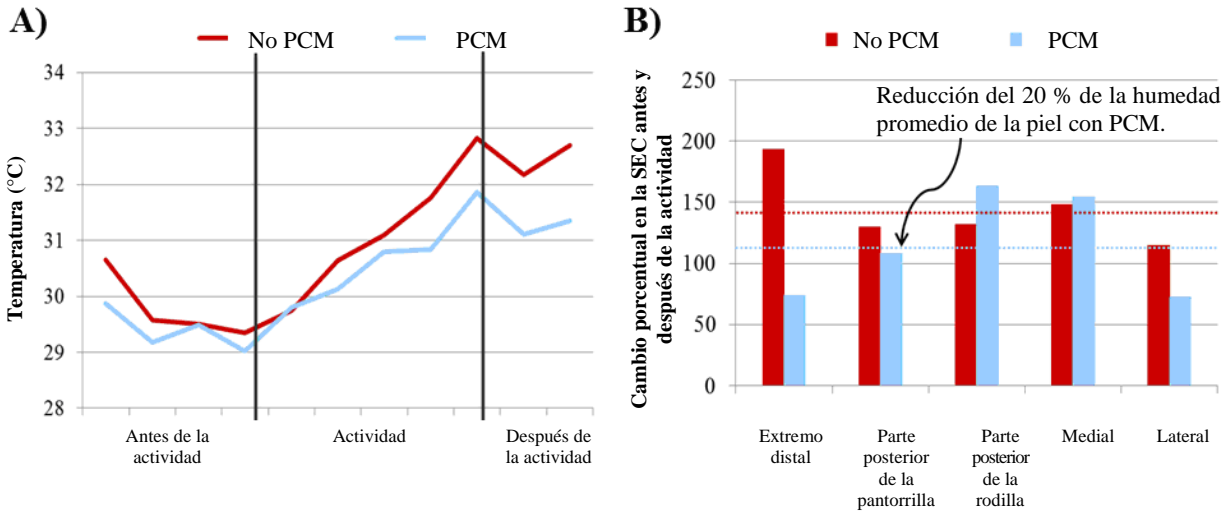


Figura 2: A) Resultados de temperatura promedio para los liners de PCM y no elaborados con PCM; B) Resultados de humedad promedio de la piel (SEC) en cada uno de los lugares de los miembros residuales en donde se hicieron pruebas.

Varios de los liners estándar mostraron un aumento de la temperatura durante este período de reposo. Los resultados de la prueba t apareada indicaron que el cambio en la temperatura durante los períodos de actividad y después de la actividad no fue significativo desde el punto de vista estadístico ($p=0.105$ y $p=0.153$, respectivamente). Sin embargo, se encontró una diferencia significativa de este tipo en el cambio de temperatura del principio de la actividad al final del período posterior a la actividad ($p=0.0015$). La comparación de los datos de la SEC mostró que

únicamente 7 de las 30 comparaciones tuvieron como resultado una mayor acumulación de humedad en la piel después de probar el liner de PCM. Una expansión binomial indicó que hay una probabilidad menor al 1 % de que esto ocurra sin que el liner de PCM cause un menor nivel de transpiración. En promedio, el cambio en la humedad de la piel se redujo en un 20 % con el liner de PCM (Figura 2B). Sin embargo, los resultados de la prueba t no mostraron una diferencia significativa entre los dos liners ($p=0.161$).

Análisis

En general, los resultados de las pruebas mostraron que: 1) El liner de PCM redujo el aumento de la temperatura durante la actividad, pues mostró un menor aumento de la temperatura durante la actividad en comparación con el liner no elaborado con PCM. 2) El liner de PCM estabilizó la temperatura después de la actividad. 3) Hubo menos acumulación de humedad en el liner de PCM que en el liner no elaborado con PCM. Un factor incidente puede ser que la temperatura de la piel fue menor durante la prueba del liner de PCM.

Aunque el análisis estadístico indicó que un resultado era significativo, se requiere una muestra de mayor tamaño para aumentar la potencia del estudio. Esto es particularmente válido en cuanto a los datos de humedad de la piel obtenidos mediante la SEC. Existe una varianza amplia en esta medición entre las personas.

Además de los resultados del estudio, se encontraron mejoras para el equipo de prueba. Primero, la configuración usada con la sonda de temperatura sólo permitía tomar muestras aisladas de datos de temperatura. Puede haber diferencias en la curva de temperatura entre los liners que existen hechos de PCM y de otro material (por ejemplo, incrementos o decrementos no lineales). El uso de una configuración en la sonda de temperatura distinta que permita el muestreo continuo mejorará los resultados. Segundo, la sonda con termopar usada tenía un cable muy rígido y fue necesario tener cuidado al pasar el cable alrededor de la rodilla para evitar que se soltara al flexionarla. Una sonda más flexible sería más cómoda para el paciente. Tercero, la sonda de temperatura era sensible al movimiento, por lo que el participante debía pararse sobre las placas laterales de la banda caminadora y mantenerse inmóvil mientras se tomaban las mediciones. Esto interrumpía la actividad. Finalmente, la sonda de SEC usada era muy sensible al contacto y tomaba

más de 60 segundos estabilizarla. En esta situación, los investigadores con frecuencia tenían que obtener los datos en un sitio de prueba debido al movimiento involuntario del paciente o de la sonda, lo que ocasionaba que se perdiera el contacto entre la sonda y la piel. La identificación de una nueva configuración del termopar y de la sonda de SEC para superar estos contratiempos mejorará los procedimientos de prueba.

Conclusión

Los resultados apoyan la continuación de la evaluación de un liner de PCM como posible medio para regular la temperatura del encaje protésico. La regulación de la temperatura en el encaje y la reducción de la cantidad de transpiración pueden mejorar la comodidad, la salud y la calidad de vida de las personas con amputación.

Reconocimiento

Esta investigación fue financiada por el Departamento de Servicios para Veteranos (*Department of Veterans Affairs*) de los Estados Unidos.

Referencias

1. Klute GK, Rowe GI, Mamishev AV, Ledoux WR. The thermal conductivity of prosthetic sockets and liners. *Prosthet Orthot Int.* 2007;31(3):292-99.
2. Hagberg K, Branemark R. 2001. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int* 25:186–194.
3. Legro MW, Reiber G, Del Aguila M, Ajax MJ, Boone DA, Larsen JA, Smith DG, Sangeorzan B. 1999. Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses. *J Rehabil Res Dev* 36:155 – 163.

4. Kohler P, Lindh L, Bjorklind A. 1989. Bacteria on stumps of amputees and the effect of antiseptics. *Prosthet Orthot Int* 13:149 – 151.
5. Naylor PFD. 1955a. Experimental friction blisters. *British J Dermatol* 67:327 – 342.
6. Naylor PFD. 1955b. The skin surface and friction. *British J Dermatol* 67:241 – 248.
7. Akers WA, Sulzberger MB. 1972. The friction blister. *Milit Med* 137:1 – 7.
8. Peery, J, Ledoux, W, Klute, G. Residual Limb Skin Temperature in Transtibial Sockets, *Journal Rehabilitation Research and Development*, 2005, 42 (2), 147-154