

Desarrollo de un Modelo Térmico para Sistemas PMMA-Tejido

Development of a Thermal Model for PMMA-Tissue Systems

Presentación: 12/08/0024

Doctorando:

Lucas BASIUK

Instituto de Física de Líquidos y Sistemas Biológicos (IFLySiB), Facultad de Ciencias Exactas, Universidad Nacional de La Plata - Argentina.

Grupo de Materiales Granulares (GMG), Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad. Regional La Plata, Universidad Tecnológica Nacional - Argentina.

lucasbasiuk.lb@gmail.com

Director:

Manuel CARLEVARO

Codirector:

Ramiro IRASTORZA

Resumen

Este trabajo presenta el desarrollo y validación de un modelo térmico numérico para simular la interacción térmica entre el polimetilmetacrilato (PMMA) y tejido biológico. El modelo, implementado con elementos finitos, considera la reacción exotérmica debido a la reacción del PMMA. Para validar el modelo, se realizaron ensayos experimentales in vitro en los que se expusieron muestras de PMMA a tejido biológico y se midió la evolución temporal de la temperatura. Los resultados experimentales mostraron una buena concordancia con las simulaciones numéricas, lo que valida la capacidad del modelo para predecir la distribución de temperatura en el sistema PMMA-tejido y el daño provocado en el tejido. Los resultados obtenidos en este estudio proporcionan una herramienta valiosa para evaluar el impacto térmico del PMMA con los tejidos circundantes.

Palabras clave: Biomateriales; Simulación numérica; Daño térmico; Validación experimental.

Abstract

This work presents the development and validation of a numerical (1D) thermal model to simulate thermal interaction between polymethylmethacrylate (PMMA) and biological tissue. The model, implemented by means of finite element method, considers the exothermic reaction due to the PMMA reaction. To validate the model, in vitro experimental tests were carried out in which PMMA samples were exposed to biological tissue and the temporal evolution of temperature was measured. The experimental results showed good agreement with the numerical simulations, validating the ability of the model to predict the temperature distribution in the PMMA-fabric system. The results obtained in this study provide a valuable tool to evaluate the thermal impact of PMMA on the surrounding tissues.

Keywords: Biomaterials; Numerical simulation; Thermal damage; Experimental validation.

Introducción

La polimerización exotérmica del polimetilmetacrilato (PMMA) es un proceso fundamental en diversas aplicaciones médicas, como la fijación de prótesis, tratamientos y la restauración dental. Sin embargo, el aumento de temperatura asociado a esta reacción puede causar daño térmico en los tejidos circundantes, tejido blando adyacente, incluyendo la médula espinal, las raíces nerviosas y los vasos principales, comprometiendo la integridad de los implantes y la salud del paciente, McArthur (2009) y Wilkes (1994). Uchiyama informó que el daño a las proteínas y la muerte celular en un modelo animal se agrava cuando la temperatura supera los 45°C, Uchiyama (1989).

Este trabajo presenta el desarrollo y validación de un modelo térmico numérico, implementado mediante elementos finitos, para simular la distribución de temperatura en un sistema PMMA-tejido durante la polimerización del PMMA. Se utilizó hígado bovino como modelo de tejido biológico, y se consideraron condiciones de contorno realistas para simular un estado fisiológico. Los resultados de las simulaciones numéricas se compararon con los resultados experimentales obtenidos a partir de ensayos *in vitro*.

Los resultados preliminares indican una buena concordancia entre los resultados numéricos y experimentales, lo que valida la capacidad del modelo para predecir la distribución de temperatura en el sistema PMMA-tejido. Además, se observó un aumento significativo de la temperatura en la interfaz PMMA-tejido, lo que sugiere un riesgo potencial de daño térmico.

Una de las limitaciones de este estudio es haber utilizado tejido blando únicamente en los ensayos *in vitro* y que el modelo es en una dimensión. Además, el modelo no considera los efectos de la vascularización del tejido en la disipación de calor. Futuras investigaciones podrían abordar estas limitaciones mediante el uso de modelos más complejos que incluyan la heterogeneidad de los tejidos y por otro lado ampliar el código a 2D y/o 3D.

Desarrollo

Los dos problemas principales que se han reportado con el uso de cemento de PMMA son la necrosis térmica de terminales nerviosas circundantes debido a la alta generación de calor durante la polimerización y la necrosis química debido a la liberación de monómero que no ha reaccionado.

En este sentido nos proponemos realizar mediciones de temperatura de PMMA con termocuplas sumergidas entre el tejido biológico sin células vivas y el cemento, en particular el tejido es un trozo de hígado bovino. A la vez, para replicar la temperatura corporal colocamos el conjunto PMMA-tejido en una celda de temperatura controlada.

El objetivo de esto es investigar la distribución de temperatura durante la polimerización para la caracterización del daño que hipotéticamente causa esta reacción exotérmica del PMMA sobre el tejido.

Ensayo experimental

Se utilizó un cemento óseo de baja viscosidad disponible comercialmente: SUBITON en su presentación de 40 gramos de monómero en polvo más 20 mililitros de polímero líquido. Para su mezcla los componentes en polvo y líquido del cemento se mantuvieron en los empaques del fabricante a temperatura ambiente. Primero se añadió el componente en polvo al recipiente de mezcla seguido por el componente líquido. Luego se usó una espátula para ayudar a mezclar los componentes y se finalizó de forma manual. El fraguado total de la mezcla depende del medio y la temperatura a la cual se encuentre el PMMA mezclado. Este es un proceso exotérmico el cual expresa un pico elevado de temperatura.

Para el control de la temperatura utilizamos un termostato de temperatura constante Lauda Brinkman ecoline RE106 con recirculación hacia una celda externa. Para la medición y registro de las temperaturas utilizamos el

datalogger Testo 176T4 que mide temperaturas hasta en cuatro canales simultáneamente pudiendo utilizar termocuplas tipo K, tipo T y tipo J.

Protocolo de ensayo

- Colocar un trozo de hígado fileteado en la celda de temperatura controlada.
- Climatizar la celda a 37 °C (temperatura corporal).
- Mezclar el cemento en un intervalo de menos de 2 minutos.
- Rápidamente abrir la celda y colocar el volumen de cemento dentro del hígado fileteado y colocar las termocuplas, una entre el cemento y el hígado y otra en la superficie expuesta del tejido. Cerrar la celda.

Modelo numérico

Utilizando el software FEniCS, hemos implementado con el método de elementos finitos un esquema de discretización espacial y un esquema de Euler hacia atrás en diferencias finitas para la discretización temporal y de esta manera resolver las ecuaciones de difusión del calor. Este enfoque nos permite capturar la evolución temporal de la influencia del proceso exotérmico del PMMA y analizar los diferentes parámetros, la difusividad térmica y el daño térmico producido en el tejido utilizando la isoterma de 55 °C.

El modelo, dependiente del tiempo, considera la temperatura en [K] de una barra de longitud en [m] (1D). También tendremos la tasa de flujo de calor medido en [J/sm²] la energía que fluye por unidad de tiempo por unidad de área, es decir en [W/m²], y además las propiedades térmicas de los materiales involucrados. En la Figura 1 se detalla el esquema del modelo térmico, en el mismo se define entre la línea azul y la línea negra el tejido a estudiar dentro del cual se seleccionan dos puntos de estudio marcados con color azul y rojo a 1 milímetro y 4 milímetros respectivamente. La línea azul representa el comportamiento térmico del PMMA descrito por la Ecuación 1. La línea negra simplemente representa la temperatura corporal a 37 °C. Entonces dentro de este esquema se pretende conocer cómo evoluciona la temperatura dentro de las dimensiones del tejido, en este caso hígado bovino.

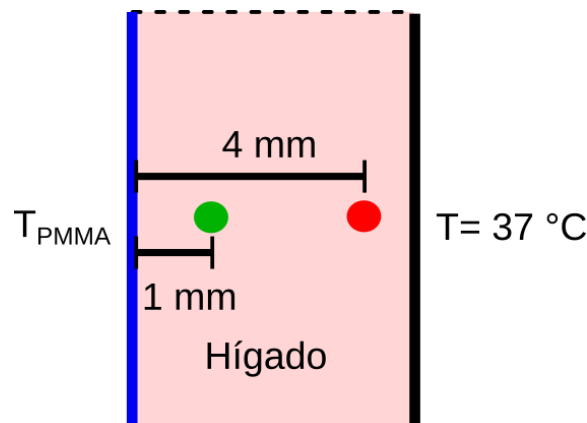


Figura 1: esquema del modelo térmico simplificado para la resolución mediante el método de elementos finitos.

Para el ajuste de los datos experimentales hemos utilizado la siguiente ecuación:

$$T_i + (T_{max} - T_i) \frac{1}{1 + e^{-\beta_1(t-t_{cambio})}} e^{\beta_2(t-t_{cambio})}$$

Ecuación 1: ecuación tiempo - temperatura del cemento óseo.

donde,

T_i es la temperatura inicial y vale 310.15 K
 T_{max} es la temperatura máxima del sistema y vale 349.74 K
 t_{cambio} es el punto donde comienza a decrecer la tasa de aumento
 β_1 es la tasa de aumento \exp y vale 0.99
 β_2 es la tasa de descenso \exp y vale - 0.043

Para la resolución del problema numérico tenemos que resolver:

$$u_t = a\nabla^2 u + f \text{ para } x \in I = (0, 1) \text{ es decir en } \Omega$$

$$u(0, t) = u(1, t) \text{ en } \partial\Omega \text{ (Dirichlet)}$$

$$u(x, 0) = u_0(x) \text{ condiciones iniciales}$$

Resultados

La duración del ensayo fue de unos quince minutos aproximadamente. Se observa en la Figura 2 las curvas tiempo - temperatura, una curva azul y otra roja que corresponden a los datos del PMMA en contacto con el tejido y a los datos del tejido en contacto con el ambiente dentro de la celda a 37°C respectivamente. Los picos de temperatura medidos fueron de 70.5 °C para la zona entre el cemento y el tejido, de 43.9 °C para la parte superficial del tejido en la celda.

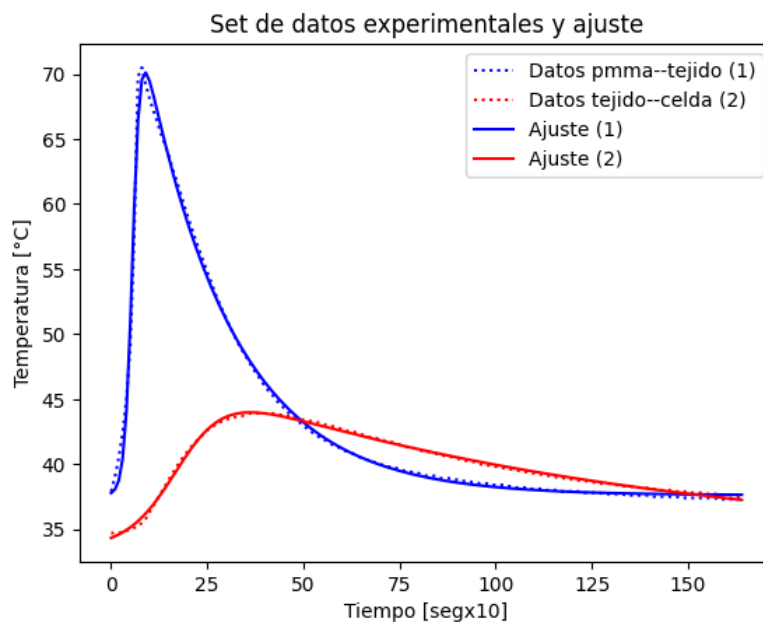


Figura 2: curva tiempo temperatura de los datos experimentales y sus respectivos ajustes.

Por otro lado, la Figura 3 corresponde a la simulación numérica donde la curva azul corresponde al ajuste realizado con la Ecuación 1 y que coincide con la curva azul de la Figura 2. Con respecto a las curvas verde y roja de la Figura 3, las mismas las obtenemos como resultado de la propia simulación. La curva verde predice la curva tiempo temperatura medida a una distancia de un milímetro de la línea de contacto entre el cemento y el tejido. La curva roja a una distancia de cuatro milímetros de dicha línea intentando predecir el comportamiento de la curva roja de la Figura 2.

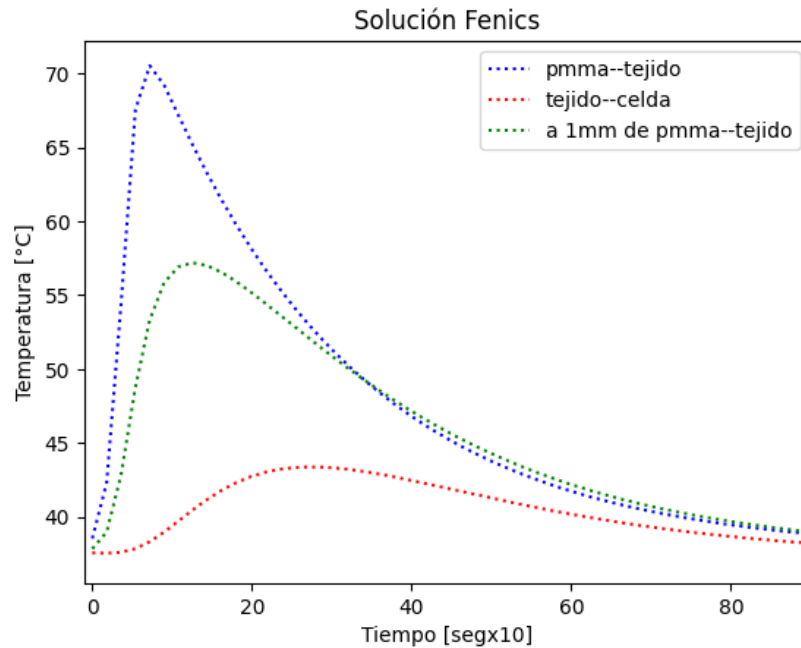


Figura 3: curva tiempo temperatura obtenidas de la resolución mediante el método de elementos finitos.

Por último, en la Figura 4 se puede apreciar el corte a través del cual se realiza la inspección visual y determinar si existe daño térmico o no. Se resalta la zona donde se aprecia la lesión.

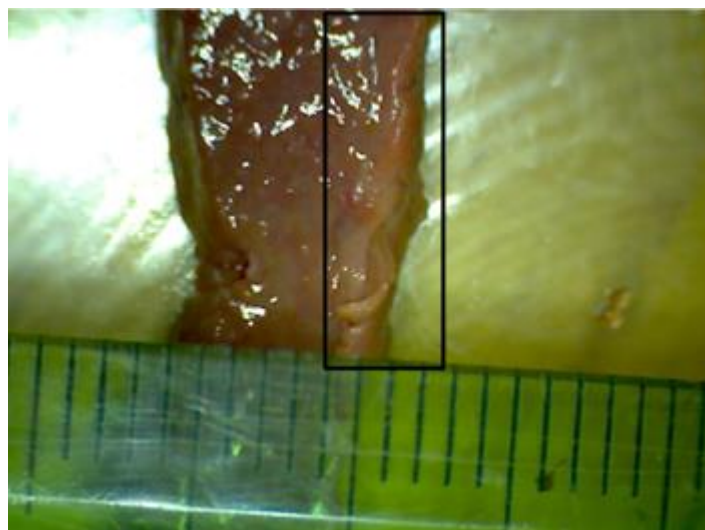


Figura 3: corte del hígado bovino que estuvo en contacto con el cemento óseo. Inspección visual.

Conclusiones

- Los resultados indicaron que las temperaturas de curado del cemento causan directamente lesión térmica al tejido cercano con una profundidad de un milímetro aproximadamente.

- El pico de mayor temperatura superó los 70°C siendo 55°C la temperatura límite a partir de la cual se produce daño.
- En futuros ensayos debería analizarse el tiempo de transferencia de calor sobre tejidos y su relación directa con la masa de PMMA.
- Para cuantificar correctamente el daño térmico será conveniente realizar un análisis histológico del tejido.

Referencias

McArthur, N., Kasperk, C., Baier, M., Tanner, M., Gritzbach, B., Schoierer, O., Rothfischer, W., Krohmer, G., Hillmeie, J., Hans-Jürgen Kock, Peter Jürgen Meeder, Franz-Xaver Huber. (2009). 1150 kyphoplasties over 7 years: indications, techniques, and intraoperative complications. *Orthopedics*, 32(2), 90-95.

Uchiyama, S., Yashiro, K., Takahashi, H., & Homma, T. (1989). An experimental study of spinal cord evoked potentials and histologic changes following spinal cord heating. *Spine*, 14(11), 1215-1219.

Wilkes, R. A., Mackinnon, J. G., & Thomas, W. G. (1994). Neurological deterioration after cement injection into a vertebral body. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*, 76(1), 155-155.