

Hacia modelos musculares más realistas: efecto de la hidratación y la presión intersticial

Elena Hernández Alhambra¹, Begoña Calvo^{1,2}, Jorge Grasa^{1,2}

¹ Applied Mechanics and Bioengineering

Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)

Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

Tel. +34-976762707, e-mail: ealhambra@unizar.es

²Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine Networking Biomedical Research Centre (CIBER-BBN), Spain

Resumen

Este estudio presenta un modelo computacional basado en la teoría de Flory-Rehner para analizar la respuesta del tejido musculoesquelético. El modelo integra deformación, transporte de fluidos e interacciones osmóticas, con el objetivo de mejorar la simulación multifísica del comportamiento muscular y comprender el papel del agua y la presión intersticial.

Introducción

El músculo esquelético es un tejido biológicamente complejo que presenta una estrecha interacción entre sus componentes estructurales (colágeno, elastina y fibras musculares) y los fluidos que lo rodean. Los modelos tradicionales se han focalizado, principalmente, en reproducir la mecánica de las fibras musculares [1], omitiendo el efecto de la presión intramuscular y del contenido hídrico en la respuesta global del músculo. Si embargo, estudios experimentales han demostrado que la redistribución de fluidos y las variaciones de presión influyen significativamente en la respuesta muscular [2].

Se propone en este trabajo un marco computacional que incorpora la teoría de Flory-Rehner [3], originalmente desarrollada para geles poliméricos, con el objetivo de modelar de forma acoplada la deformación del tejido sólido, el transporte de fluidos y las interacciones osmóticas durante la contracción activa del tejido muscular. Este enfoque ofrece una herramienta avanzada para profundizar en la comprensión de los mecanismos biomecánicos que regulan el funcionamiento de este tejido.

Material y métodos

Se ha desarrollado un modelo computacional 3D de un músculo fusiforme (300 mm de longitud y un diámetro máximo de 50 mm en la región del vientre) utilizando el software COMSOL Multiphysics v. 6.1 con el objetivo de simular la respuesta activa del tejido. Dada la doble simetría del músculo, el modelo

de elemento finitos se construye a partir de un octavo de la geometría, aplicando las condiciones de contorno de simetría adecuadas (Figura 1). La teoría de Flory-Rehner permite describir los efectos acoplados de la deformación del sólido y el transporte de fluidos, lo que permite evaluar las propiedades mecánicas dependientes del nivel de hidratación del tejido a través de la presión intramuscular.

En el marco de la mecánica de grandes deformaciones, es necesario definir una función de densidad de energía de deformación (Ec. 1), la cual sirve como base para derivar las relaciones constitutivas del material. Esta función se expresa como la suma de cuatro contribuciones: un término volumétrico, un término de mezcla, la respuesta pasiva del tejido y la respuesta activa.

$$\Psi = \Psi_{\text{vol}} + \Psi_{\text{mix}}(\phi_s, T) + \Psi_{\text{pas}}(J, I_1, I_4) + \Psi_{\text{act}}(J, \alpha, I_4) \quad (1)$$

El término de energía libre Ψ_{mix} según el modelo de Flory-Rehner, describe la interacción termodinámica entre las moléculas de agua y la red polimérica de proteínas, es función de la fracción volumétrica de proteína ϕ_s y de la temperatura T :

$$\Psi_{\text{mix}} = \frac{RT}{v_w} ((1 - \phi_s) \ln(1 - \phi_s) + \chi \phi_s (1 - \phi_s)) \quad (2)$$

El resto de términos aparecen como función de parámetros mecánicos relacionados con la deformación y con el nivel de activación α [1].

Resultados

La *Figura 1* muestra la geometría idealizada del músculo en su estado libre de agua, así como la forma resultante tras alcanzar el equilibrio mecánico e hidrostático. Esta configuración deformada se obtuvo encontrando el equilibrio entre la presión de hinchamiento, inducida por la absorción de agua, y las tensiones internas generadas en el tejido. El modelo considera la interacción termodinámica entre el contenido de agua y la red proteica, permitiendo

predecir una configuración libre de tensiones externas, pero internamente balanceada, en la que las acciones osmóticas y mecánicas se compensan mutuamente. Esta configuración es la que se toma como punto de partida para analizar la contracción activa.

En el modelo propuesto se aplicó una señal de activación establecida para simular una contracción concéntrica de una duración de 0.5 s. La evolución de la presión intramuscular en un punto del vientre del tejido se muestra en la *Figura 2*.

La *Figura 3* muestra, en el punto de máxima contracción, el campo de desplazamientos obtenido.

Conclusiones

La incorporación multifísica de la presión intramuscular y la contracción activa en los modelos de simulación del tejido músculo esquelético permite conocer con mayor precisión su comportamiento mecánico proporcionando una representación más realista de las condiciones fisiológicas. Modelar

estos efectos combinados no solo mejora la predicción de la respuesta, sino que también contribuye al desarrollo de herramientas más fiables para aplicaciones clínicas, biomecánicas y diseño de dispositivos biomédicos.

Agradecimientos

Project PID2023-147987OB-C31 fundado por MCIN/AEI/10.13039/501100011033.

REFERENCIAS

- [1]. GRASA, J. M. Mechanical behavior of skeletal muscle fibers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2016, vol. 61, pp. 444-454.
- [2]. SLEBODA, D. A.; ROBERTS, T. J. Fluid pressure and poroelastic behavior in skeletal muscle. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2020, vol. 117, no. 3, pp. 1772-1778.
- [3]. VAN DER SMAN, R. G. M. Polymer gel swelling based on the Flory-Rehner theory. *Soft Matter*, 2015, pp. 7579-7591.

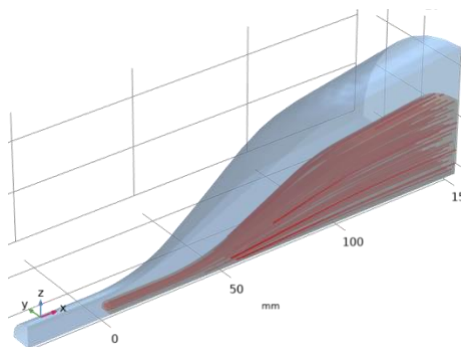


Figura 1: Geometría idealizada del músculo con distribución fusiforme de fibras musculares, representada en su estado libre de agua. El tejido evoluciona hacia una forma (en azul) libre de tensiones, en la que se alcanza el equilibrio entre el contenido de agua y las fuerzas internas.

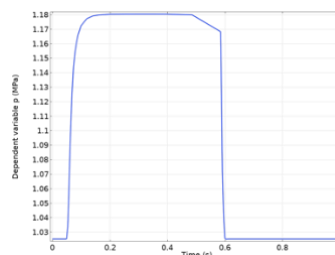


Figura 2: Evolución de la presión intramuscular en el vientre muscular durante la contracción.

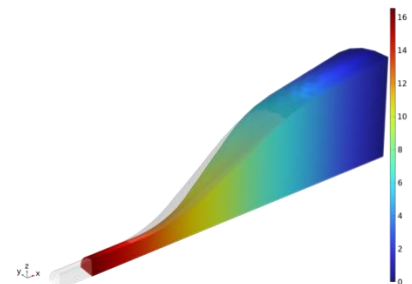


Figura 3: Campo de desplazamientos (dirección x) y deformación durante una contracción concéntrica, $t=0.3s$.