

Propiedades mecánicas y modelo constitutivo para fascia

Alejandro Aparici¹, Estefanía Peña^{1,2}, Marta María Perez³

¹ Applied Mechanics and Bioengineering (AMB), Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

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

²CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Zaragoza, Spain.

³Departamento de Anatomía, Embriología y Genética, Universidad de Zaragoza, Zaragoza, Spain.

Resumen

El presente trabajo pretende investigar en profundidad el comportamiento mecánico de la fascia profunda mediante una caracterización multidimensional que incluye ensayos uniaxiales (UT), biaxiales (BxT) y de tensión planar (PT). Además, se propone un modelo constitutivo para ajustar los ensayos y obtener los parámetros del material que permitan su predicción.

Introducción

El tejido conectivo es uno de los tipos básicos de tejido del cuerpo. Uno de estos tejidos conectivos es la fascia, que rodea e interpenetra el músculo esquelético, las articulaciones, los órganos, los nervios y los vasos sanguíneos¹. En cuanto al comportamiento mecánico, la fascia es un material incompresible, hiperelástico, no lineal y anisótropo. El comportamiento anisótropo viene dado por la orientación espacial de las fibras de colágeno, que cambia a lo largo de la capa para garantizar una respuesta adecuada a las demandas mecánicas.

Materiales y métodos

Los ensayos han sido llevados a cabo en fascia procedente de corderos. Se emplearon diferentes formas de muestra según el ensayo: hueso de perro para el UT, rectangular (35x15 mm) para el PT y cruciforme para el BxT.

Los protocolos de ensayo han sido definidos en base a los descritos ya en la literatura^{1,2} y a pruebas propias realizadas previamente.

UT: tres niveles de deformación 2,5%, 5% y 7,5%, 5 ciclos, 10% de deformación por minuto.

PT: tres niveles de deformación 2,5%, 5% y 7,5%, 5 ciclos, 10% de deformación por minuto.

BxT: un nivel de deformación 10% de deformación, 5 ratios, 20% de deformación por minuto.

Para obtener los parámetros del material mediante el ajuste de los ensayos, se estudian y proponen una función de energía (SEF) de tipo exponencial acoplada y otra desacoplada, ambas considerando dos direcciones perpendiculares de fibras.

Resultados y discusión

Los valores de tensión obtenidos para las deformaciones alcanzadas son acordes a los observados en la literatura^{2,3,4}. Para el UT, en dirección longitudinal, el valor medio de tensión fue de 3,96 MPa, y en transversal de 0,6 (Figura 1); el PT muestra para la dirección longitudinal y transversal 0,43 y 0,11 MPa respectivamente; finalmente, para el BxT en caso del ratio 1:1, las tensiones medias fueron de 3,16 y 1,2 MPa longitudinal respecto transversal.

Los resultados del ajuste muestran que una función de tipo exponencial desacoplada es capaz de ajustarse a los datos experimentales del UT o equibiaxiales, sin embargo, falla a la hora de predecir otros experimentos utilizando los parámetros de ajuste. Por el contrario, la SEF exponencial acoplada muestra buenos resultados durante los procesos de ajuste y predicción (Figura 2).

En un modelo con exponenciales desacopladas, como el propuesto en Calvo *et al.* 2010⁵, la consideración de que las direcciones anisotropía son perpendiculares entre ellas provoca que la única diferencia que se de sea la correspondiente a la parte Neo Hookeana, que es muy pequeña en comparación con la asociada a las fibras.

Dos modelos acoplados basados en la SEF descrita por Costa *et al.* 2001⁶, fueron propuestos, uno de tipo lineal y otro cuadrático. Ambos modelos son capaces de ajustar los diferentes ensayos de forma similar, pero el cuadrático, además, predice el ensayo uniaxial con los parámetros únicamente del biaxial. El modelo lineal no es capaz de ello.

Los parámetros del ajuste se recogen en la siguiente tabla (Tabla 1).

Tabla 1. Parámetros de ajuste

C_0	C_1	C_2	C_3
14.08	34.79	115.78	40

Conclusiones

Se destacan dos ideas principales: la primera de ellas es la anisotropía del tejido; la fascia muestra una estructura multi-capa con fibras orientadas a lo largo de dos direcciones siendo una de ellas la principal y, por tanto, de mayor rigidez. La segunda idea es que es necesario llevar a cabo ensayos que permitan la caracterización de diferentes estados de deformación con el objetivo de tener un correcto conocimiento de las propiedades mecánicas.

Es necesario estudiar las características estructurales del material y adecuar a ellas el modelo constitutivo que permita determinar los parámetros del material. Un modelo acoplado ajusta y predice estados de deformación, mientras que uno desacoplado no es capaz cuando las direcciones de anisotropía son perpendiculares.

REFERENCIAS

- [1]. KLINGLER, W., VELDEERS., M, HOPPE, K., PEDRO M. and SCHLEIP, R. (2014). Clinical

relevance of fascial tissue and dysfunctions. *Current Pain and Headache Reports*. 18(8), 439.

- [2]. PANCHERI, F., ENG, C., LIEBERMAN, D., BIEWENER, A., and DORFMANN, L. (2014). A constitutive description of the anisotropic response of the fascia lata. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 30, 306-323.
- [3]. ENG, C., PANCHERI, F., LIEBERMAN, D., BIEWENER, A., and DORFMANN, L. (2014). Directional differences in the biaxial material properties of fascia lata and the implications for fascia function. *Annals of Biomedical Engineering*. 42, 1224-1237.
- [4]. RUIZ-ALEJOS, D., PEÑA, J. A., PÉREZ, M. M., PEÑA, (2016). E. Experiments and constitutive model for deep and superficial fascia. digital image correlation and finite element validation. *Strain*. 52, 436-445.
- [5]. CALVO, B., RAMÍREZ, A., ALONSO, A., GRASA, J., SOTERAS, F., OSTA, R., MUÑOZ, M. (2010). Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: Experimental results and model formulation. *Journal of Biomechanics*. 43, 318-325.
- [6]. COSTA, K. D., HOLMES, J. W., and McCULLOCH, A. D. (2001). Modelling Cardiac mechanical properties in three dimensions. *philosophical transactions: mathematical, physical and engineering sciences*, 359(1783), 1233–1250.

Figuras

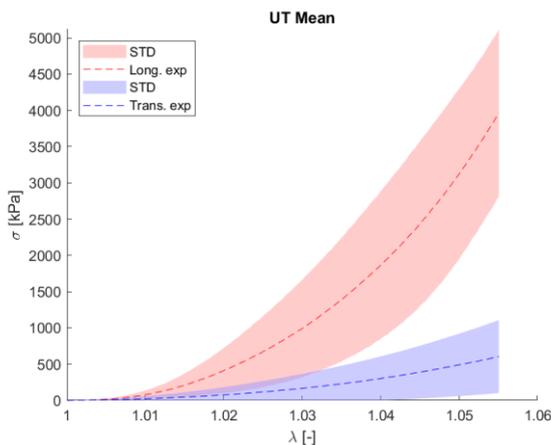


Figura 1: Curvas de tensión-alargamiento medias para el ensayo de tracción uniaxial.

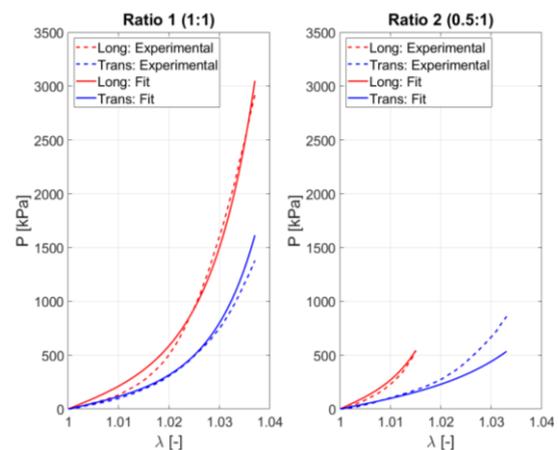


Figura 2: Ajuste de los ratios 1 y 2 del ensayo biaxial con el modelo acoplado y cuadrático.