

Mecánica del daño en fascia: caracterización experimental y análisis estadístico

Alejandro Aparici-Gil¹, Estefanía Peña^{1,2}, Marta M. Pérez³

¹ Applied Mechanics and Bioengineering (AMB), Aragón Institute for Engineering Research (I3A), University of Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.

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

² Biomedical Research Networking Center in Bioengineering, Biomaterials and Nanomedicine (CIBER-BBN)

³ Department of Anatomy, Embryology and Genetics, Veterinary Faculty, University of Zaragoza

Resumen

El objetivo de este trabajo es ampliar la comprensión de la mecánica del daño de la fascia y sus propiedades realizando ensayos de tracción uniaxial en dirección longitudinal y transversal. Con el fin de investigar las diferencias en el comportamiento del daño, se llevó a cabo un análisis estadístico. Se compararon los valores máximos de tensión (σ_r) y estiramiento (λ_r) en ambas direcciones y las energías asociadas hasta el fallo (W_l , W_t).

Introducción

La principal patología asociada a la fascia es la fascitis plantar. Se reconoce por un dolor unilateral o bilateral originado en el talón [1] y, contrariamente al conocimiento general, es el resultado de un proceso degenerativo en ausencia de inflamación en el que se encuentra tejido de granulación, microdesgarros y colágeno desorganizado [2, 3]. Los microdesgarros pueden estar causados por la tensión repetitiva asociada a la bipedestación y la carga de peso [4]. Por lo tanto, la mecánica del daño de la fascia adquiere gran relevancia para mejorar la comprensión de esta patología.

Materiales y métodos

Se obtuvieron fascias de ovejas macho de un año de edad. La fascia lata, unida al músculo tensor de la fascia lata, se diseccionó y congeló a -20°C hasta la realización de las pruebas.

Se realizó un ensayo de tracción uniaxial (UT) en orientación longitudinal y transversal con el fin de caracterizar las direcciones de anisotropía debidas a la organización de las fibras de colágeno. La caracterización mecánica del daño se realizó sometiendo las muestras a niveles de deformación superiores a los fisiológicos para producir la rotura de las fibras de colágeno. Se consideraron 15 UT para el estudio, 9 para la dirección longitudinal y 6 para la

dirección transversal. El protocolo de ensayo consiste en tres niveles de deformación del 2,5%, 5% y 7,5%. Para cada nivel, las muestras se someten a cinco ciclos de carga y descarga con el fin de precondicionarlas y obtener un comportamiento repetitivo [5] utilizando una velocidad de deformación del 10%/min. La muestra se estira hasta el fallo cuando se realiza el último ciclo de deformación del 7,5%.

Para calcular el área bajo las curvas σ_r - λ_{σ_r} , que está asociada con la energía por unidad de volumen, se utilizó el método Monte Carlo aplicado a la resolución numérica de integrales. En el proceso se utilizaron más de 1000 puntos aleatorios para cada una de las 3500 simulaciones generadas con las que se obtenía el valor de la energía de cada curva.

Con el objetivo de conocer las diferencias significativas en el comportamiento del daño se realizó un análisis estadístico. Para evaluar la distribución normal de las variables se aplicó el test de Shapiro-Wilk. Se empleó un T-Test desapareado para comparar las medias de los grupos para cada variable. Si las variables no seguían una distribución normal, se realizó la prueba de Mann-Whitney.

Resultados y discusión

En los ensayos UT, la familia longitudinal obtiene un valor medio de tensión de $14,22 \pm 3,16$ MPa (Media \pm STD) y de $1,17 \pm 0,04$ (Figura 1) para el alargamiento frente a los $3,88 \pm 3,78$ MPa y $1,22 \pm 0,04$ (Figura 2) que se dan en el caso transversal. De las pruebas de Mann-Whitney y T-Test que se hicieron para las tensiones y alargamientos respectivamente, se determinó que existe diferencia significativa (p -valor $< 0,05$) entre los valores medios de tensión para las direcciones longitudinal frente a transversal, pero no (p -valor $> 0,05$) para las diferencias en los alargamientos.

Del mismo modo se observó que las diferencias entre las energías por unidad de volumen asociadas al fallo del tejido eran también estadísticamente significativas (p -valor $< 0,05$). Mientras que la energía asociada a la familia longitudinal tenía un valor de $1,33 \pm 0,39 \text{ N}\cdot\text{mm}/\text{mm}^3$, la dirección transversal presentó un valor de $0,49 \pm 0,46 \text{ N}\cdot\text{mm}/\text{mm}^3$.

Un punto común observado en las variables estudiadas es la mayor variabilidad de los datos que se da para la dirección transversal. Para esta familia de fibras los valores en la desviación estándar son del orden de la media, lo cual no sucede en el caso longitudinal.

Conclusiones

Los valores vistos en la sección anterior, correspondiente a los resultados, y las características propias del tejido hacen que se pueda catalogar la rotura en dirección longitudinal como frágil en comparación a la transversal que muestra un carácter más dúctil.

La dirección longitudinal es capaz de soportar mayor nivel de tensión antes de romper, pero un menor nivel de alargamiento. Del mismo modo requieren de mayor energía para conseguir llegar al fallo. Esto se debe a la mayor rigidez de la dirección longitudinal de fibras tal y como es posible ver en distintos trabajos presentes en la literatura. La dirección preferencial en la organización de las fibras de colágeno hace que se tenga una mayor densidad de fibras en dicha dirección y por tanto una mayor rigidez.

En lo relativo a la dirección transversal, la mayor variación de los valores observada y el hecho de que la desviación estándar sea mayor puede deberse a que la menor densidad de fibras de colágeno aumenta la heterogeneidad en el comportamiento mecánico.

Las diferencias en la energía asociada al fallo se deben a que no existe diferencia significativa en el alargamiento que experimentan las fibras longitudinales frente a las transversales antes de su ruptura, por lo que, al soportar mayores valores de tensión, el área que encierran es mayor. Esta característica explicaría la capacidad de la fascia para actuar como transmisor de fuerzas entre los músculos.

REFERENCIAS

- [1]. WIEGAND, K., TANDY, R., FREEDMAN SILVERNAIL, J.: Plantar fasciitis injury status influences foot mechanics during running. *Clinical Biomechanics* 97, 105712 (2022)
- [2]. LEMONT, H., AMMIRATI, K.M., USEN, N.: Plantar fasciitis. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 93(3), 234–237 (2003).
- [3]. BUCHANAN, B.K., SINA, R.E., KUSHNER, D.: Plantar Fasciitis., *Treasure Island (FL)* (2024).
- [4]. TSENG, W.-C., CHEN, Y.-C., LEE, T.-M., CHEN, W.-S.: Plantar fasciitis: An updated review. *Journal of Medical Ultrasound* 31(4), 268–274 (2023)
- [5]. PEÑA, E., ALASTRUÉ, V., LABORDA, A., MARTÍNEZ, M.A., DOBLARÉ, M.: A constitutive formulation of vascular tissue mechanics including viscoelasticity and softening behaviour. *Journal of Biomechanics* 43(5), 984–989 (2010)

Figuras

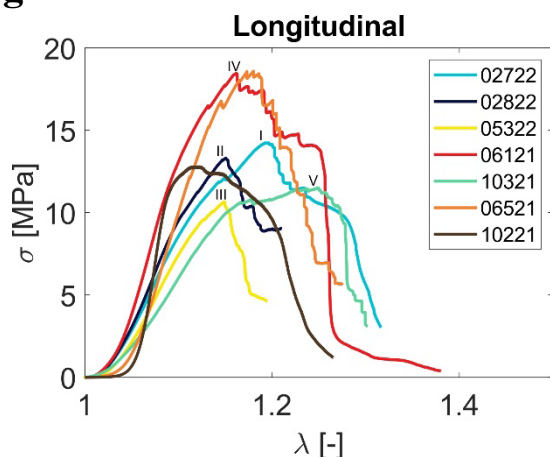


Figura 1: Curvas $\sigma_r - \lambda_r$ para la dirección longitudinal.

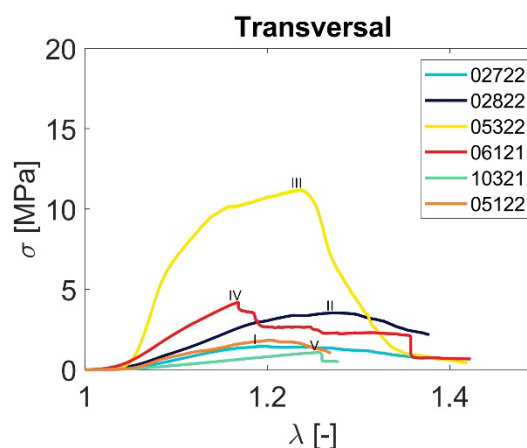


Figura 2: Curvas $\sigma_r - \lambda_r$ para la dirección transversal.