

Análisis comparativo de modelos constitutivos para el tejido de fascia plantar

Comparative analysis of constitutive models for plantar fascia tissue

Irma Paulina Sánchez Ramírez¹, Diana Patricia Martínez Estrada¹, Alejandro Pérez Pérez¹, Agustín Vidal Lesso¹

¹Departamento de Ingeniería Mecánica División de Ingenierías Campus Irapuato Salamanca de la Universidad de Guanajuato
agustin.vidal@ugto.mx¹

Resumen

La fascia plantar es un tejido que conecta el hueso del talón con los dedos del pie, juega un rol crucial en las fases de la marcha y provee soporte al arco plantar. Algunas patologías como la diabetes y la fibromatosis plantar, también conocida como enfermedad de Ledderhose tienen un impacto significativo en las propiedades biomecánicas del pie, afectando severamente a este ligamento. El comportamiento no lineal de la fascia plantar ha sido reportado por diferentes autores en presencia de tales patologías. Este trabajo se concentra en el ajuste de modelos de material hiperelásticos simulando curvas fuerza-desplazamiento experimentales en sujetos que sufrieron diabetes y fibromatosis plantar, así como en sujetos sanos. A través de simulación numérica, condiciones de carga y diferentes escenarios biomecánicos fueron recreados al comparar y validar la respuesta estructural y diferencias debidas a las afectaciones sufridas por las personas con esas patologías con respecto a aquellas que no las sufrieron.

Palabras clave: Fascia Plantar, Biomecánica, Hiperelasticidad

Introducción

La fascia plantar es un tejido largo y delgado ubicado justo debajo de la base del pie. Es un tejido denso compuesto de fibras de colágeno tipo I, fibras arregladas en la dirección longitudinal, divididas en la dirección medial, central, y lateral: algunas fibras elásticas y otras ricas en ácido hialurónico (Aquino & Payne, 1999) (Kumka & Bonar, 2012).

La fascia plantar tiene numerosas funciones incluyendo la facilidad del movimiento, mejora de la estabilidad y comunicación propioceptiva, así como promover un deslizamiento suave y reducir la fricción debida al movimiento (Kumka & Bonar, 2012).

Otra función importante de este tejido es absorber la presión y la tensión creada para mantener el arco plantar. De acuerdo con Kogler et al., y Sarrafian (Kogler, Solomondis, & Paul, 1996) (Sarrafian, 1993) la fascia plantar también es llamada aponeurosis plantar.

Este tejido se ve severamente afectado por diversas patologías. La fascitis plantar es una condición caracterizada por la inflamación de este tejido y tiene un impacto significativo en la fascia plantar. Además de la fascitis plantar existen otras patologías que también afectan la fascia plantar: una de estas es la llamada enfermedad de Ledderhose, también conocida como fibromatosis plantar, un raro trastorno hiperproliferativo que puede ocurrir con mayor prevalencia en la mediana edad y es más común en hombres que en mujeres.

La enfermedad de Ledderhose es una condición marcada por el crecimiento de tejido fibroso que se forma en los extremos distales de la fascia plantar. Actualmente es sabido que esta enfermedad es muy rara en niños (Motolese, y otros, 2013). Su causa exacta es desconocida, pero está asociada con el alcoholismo y la epilepsia (Veith, Tschernig, Histing, & Madry, 2013). Los pacientes con diabetes tipo 1 y 2 son 10 veces más propensos a desarrollar esta enfermedad (Elhadd, Ghosh, Malik, & Collier, 2007).

La diabetes es otra enfermedad que afecta directamente a la fascia plantar. La diabetes puede dañar los pies de quienes la padecen de dos maneras. En primer lugar, daña los nervios de los pies y, en segundo lugar, debido a una mala circulación sanguínea. El daño a los nervios evita que los pacientes sientan dolor u otros problemas. Por su parte, el daño por la circulación sanguínea provoca dificultad para cicatrizar las heridas o eliminar infecciones, un problema adicional, pues si la herida no cicatriza o se infecta puede provocar una amputación. Ambas patologías afectan a las propiedades biomecánicas del pie.

Por lo tanto, se han reportado varios estudios científicos (Wright & Rennels, 1964) (Actis, Ventura, & Smith, 2006) (Cheng, Ju, & Tang, 2003) (Gefen, 2003) (Cheung, Zhang, Leung, & Fan, 2005) (Natali, Forestiero, & Carniel, 2010) (Natali, Pavan, & Stecco, A constitutive model for the mechanical characterization of the plantar fascia, 2010) (Pavan, Stecco, & Darwish, 2011) que proponen modelos elásticos lineales, modelos viscoelásticos o modelos hiperelásticos para el comportamiento de la fascia plantar, sin embargo, existen pocas investigaciones enfocadas al estudio y validación de estos modelos numéricos en casos de diabetes y fibrosis plantar que permiten predecir el comportamiento estructural de la fascia plantar, tema de interés y estudio de este trabajo.

Metodología

Propiedades mecánicas de la fascia plantar

En un estudio realizado hace un par de años por Todros *et al.* (Todros, Biz, P., & Pavan, 2021), se extrajeron muestras de fascias plantares de 14 especímenes, 5 de ellos padecieron fibromatosis plantar, 4 diabetes y los 5 restantes fueron muestras extraídas de sujetos sin patologías. La extracción de las muestras fue en la dirección distal-proximal con un tamaño de 25 mm de ancho nominal por 5 mm.

Después de la preparación adecuada, las muestras fueron sometidas a pruebas mecánicas de tensión uniaxial de acuerdo con los protocolos establecidos. Todas las pruebas fueron llevadas a cabo a temperatura ambiente.

Se llevaron a cabo varios ciclos de carga con periodos de descanso entre pruebas para cada ciclo, los resultados experimentales del quinto ciclo de carga son los considerados para calcular los valores medios de esfuerzo y deformación para cada sujeto, comparando las muestras de fibromatosis plantar, diabetes y sanas, dando como resultado las curvas esfuerzo-deformación mostradas en la Figura 2.

Los resultados de las pruebas experimentales mostrados se simplifican de tal manera que es posible obtener una sola curva para cada caso de estudio (diabetes, LD y sano), promediando los valores de las gráficas (a), (b) y (c) mostrados en la Figura 1.

El modelado de curvas promedio permite diferenciar de manera clara y directa la rigidización del tejido en pacientes con diabetes y LD, así como también notar el comportamiento no lineal de la FP.

Los autores (Todros, Biz, P., & Pavan, 2021) reportan también las mediciones de los espesores de todos los especímenes sujetos a las pruebas mecánicas, en donde no se reconoce a qué sujeto corresponde cada dato (Figura 3), por lo tanto, para el desarrollo de este trabajo se considerará el promedio de todos los datos, el cual corresponde a un espesor de 2.51 milímetros. Este dato es relevante pues con este se construye una probeta para simular el efecto de las pruebas uniaxiales de manera numérica. Teniendo un área de sección transversal A de 12.55 mm². Las condiciones de frontera aplicadas fueron las siguientes: uno de los extremos es sujeto a un soporte fijo, mientras que en el otro es aplicado un desplazamiento máximo de 2.3 milímetros. Para la elaboración de la malla, fueron usados hexaedros. El elemento finito SOLID186 fue usado en ANSYS Workbench®.

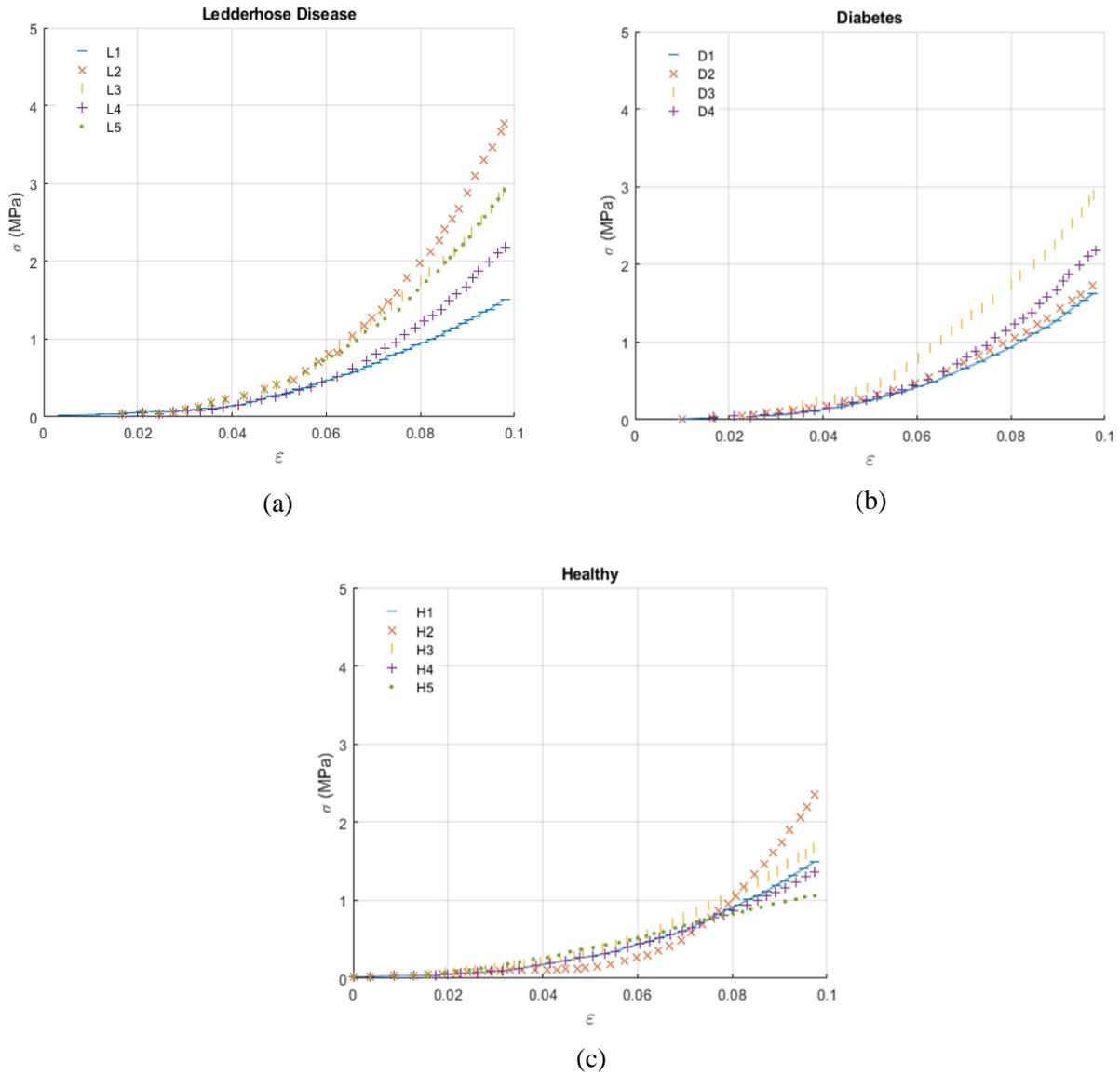


Figura 1. Resultado de las pruebas de tensión para FP de sujetos con (a) enfermedad de Ledderhose (fibromatosis plantar), (b) diabetes, y (c) sanos, los resultados están reportados en términos del esfuerzo σ vs deformación ϵ nominales (Todros, Biz, P., & Pavan, 2021). NOTA: la información para la realización de las gráficas fue tomada del artículo citado, sin embargo, las gráficas fueron hechas propiamente por los autores de este trabajo.

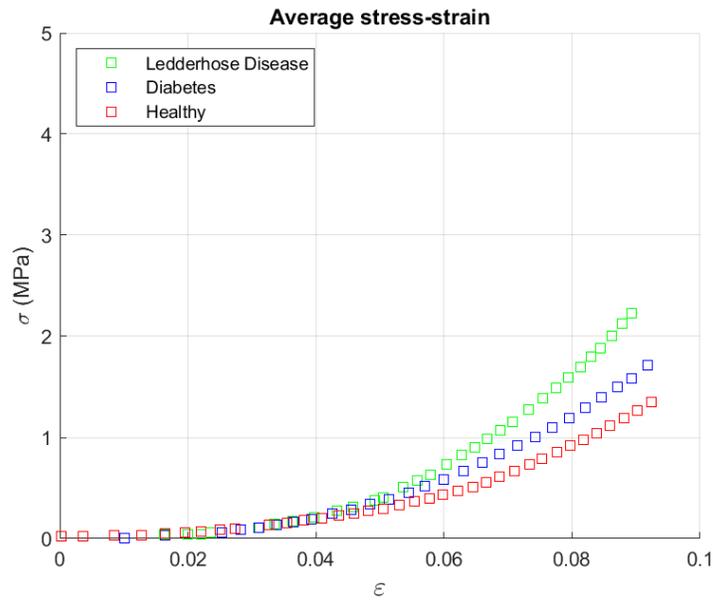


Figura 2. Promedio de las pruebas de tensión para la fascia plantar de sujetos diabéticos, sanos y con la enfermedad de Ledderhose (fibromatosis plantar).

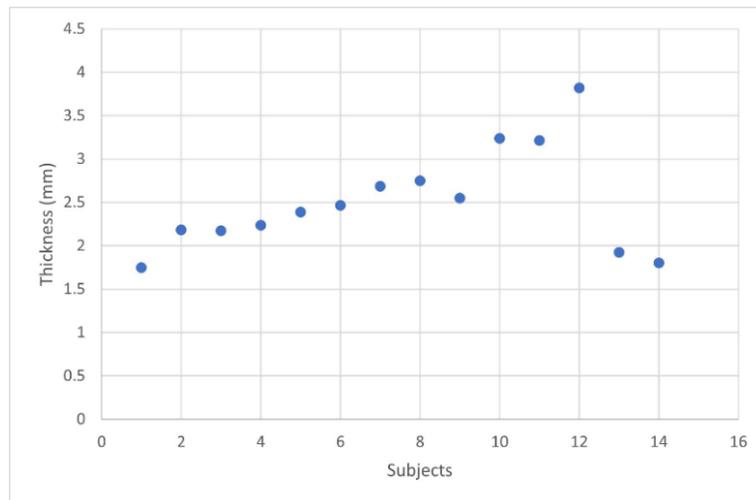


Figura 3. Mediciones de los espesores de la fascia plantar de todos los sujetos en el estudio. NOTA: La información para la realización de la gráfica fue tomada del artículo citado (Todros, Biz, P., & Pavan, 2021), sin embargo, la gráfica fue hecha propiamente por los autores de este trabajo.

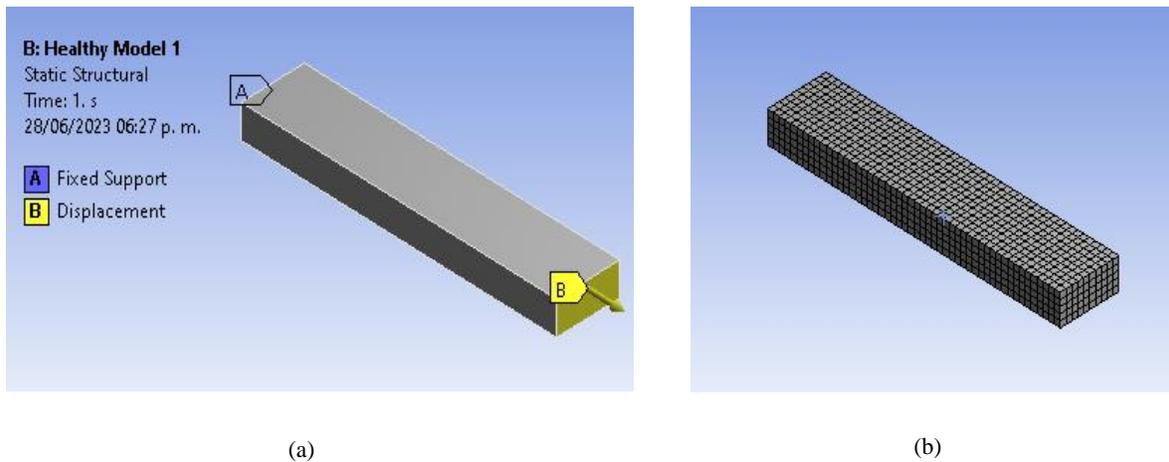


Figura 4. Modelo de elemento finito, (a) condiciones de frontera, y (b) malla del modelo.

A partir de la Figura 2 y con el modelo de la Figura 4, mediante un análisis matemático muy sencillo, haciendo uso de la siguiente ecuación ($\epsilon = \delta/L$) que también puede ser escrita de la siguiente manera:

$$\delta = L\epsilon \tag{1.1}$$

Y escribiendo la ecuación del esfuerzo de la siguiente manera:

$$F = \sigma A \tag{1.2}$$

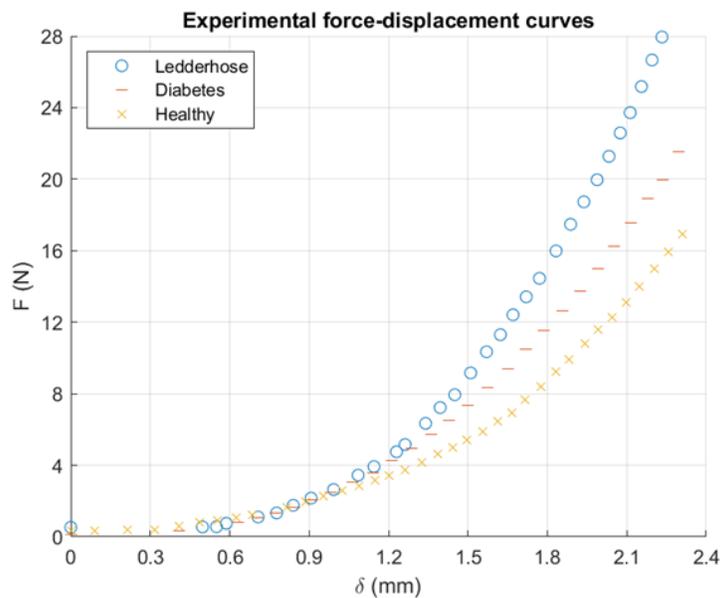


Figura 5. Curvas fuerza vs desplazamiento con datos experimentales para los casos LD, diabetes y sano.

Donde L es la longitud original del espécimen, δ es el desplazamiento o la diferencia entre la longitud inicial y final, ϵ es la deformación unitaria y σ es el esfuerzo. Tomando en cuenta que de esta expresión y de la Figura 2 son conocidos ϵ y σ , para cada punto de la gráfica, L y A , si se aplican las Ecuaciones 1.1 y 1.2, se obtiene un conjunto de datos con los cuales es posible construir una gráfica fuerza vs desplazamiento de los datos experimentales.

Las curvas mostradas en la Figura 5 serán relevantes en la comparación y selección de los modelos de material hiperelásticos.

Modelos de material hiperelásticos

Similarmente, las curvas esfuerzo-deformación mostradas anteriormente en la Figura 2, fueron insertadas en ANSYS Workbench® para llevar a cabo la simulación biomecánica del modelo. Teniendo en cuenta la naturaleza y características de estas curvas, se optó por usar modelos de material hiperelástico. En el módulo de *Engineering Data* se encuentran disponibles propiedades mecánicas de materiales comúnmente utilizados para análisis en ingeniería, sin embargo, también es posible agregar propiedades mecánicas en función del análisis deseado, desde modelos lineales, hiperelásticos, plásticos, de fatiga, etc.

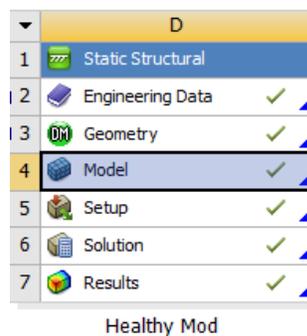


Figura 6. Ubicación del módulo *Engineering Data*.

El proceso para insertar modelos de material hiperelásticos es bastante sencillo. En primer lugar, se ubica el apartado llamado *Hyperelastic Experimental Data* y, para este caso específico, se selecciona una prueba de tensión uniaxial, ya que el objetivo es replicar la prueba de tensión hecha experimentalmente. Ahí deberá ingresarse la información obtenida de las curvas esfuerzo – deformación de la Figura 2 en forma de tabla, el programa dibujará una curva muy similar a la mostrada en la misma Figura.

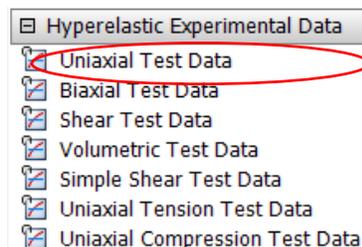


Figura 7. Ubicación de *Hyperelastic Experimental Data*.

Finalmente, se selecciona algún modelo de material hiperelástico de los que se encuentran disponibles en el apartado *Hyperelastic*. El siguiente paso es ubicar *Curve Fitting*, dar click derecho y seleccionar *Solve Curve Fit*, este paso significa que el modelo de material tratará de aproximarse numéricamente a la curva esfuerzo-deformación experimental ingresada en el punto anterior. La aproximación dependerá enteramente del modelo de material, como se muestra en la Figura 2 no todos los métodos tienen una buena aproximación, pues depende de su modelo matemático. Por otro lado, es importante aclarar que una buena aproximación no garantiza la convergencia del problema.

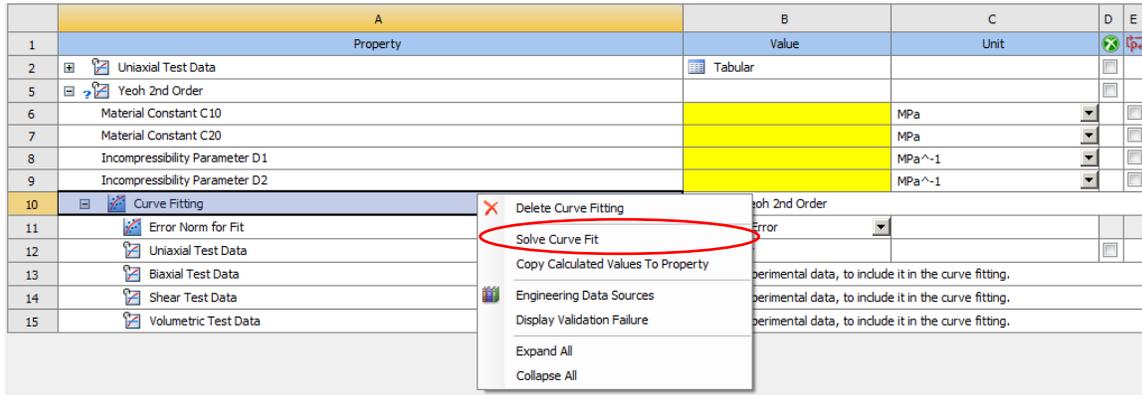


Figura 8. Ubicación de la herramienta Solve Curve Fit.

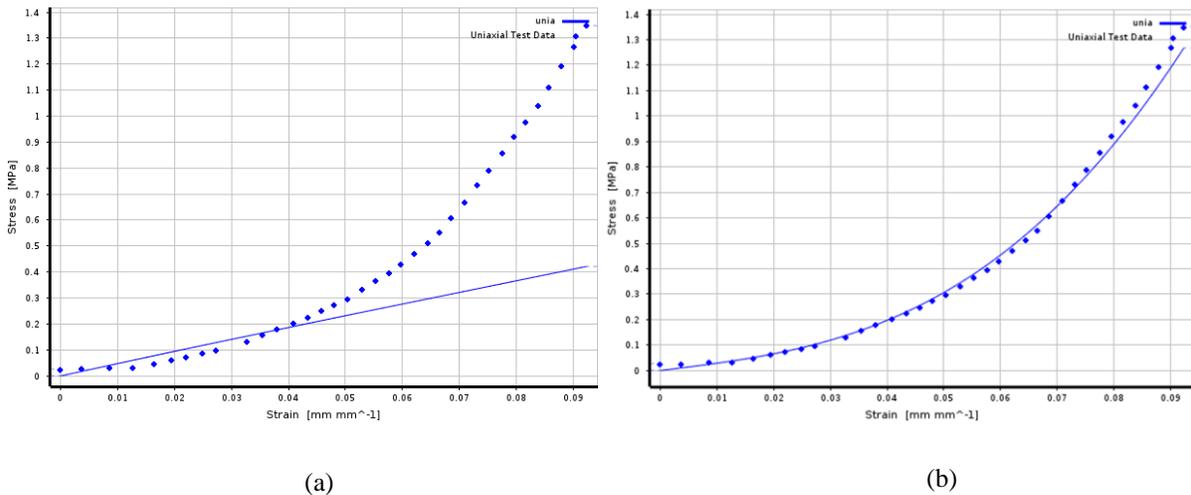


Figura 9. Ajuste hiperelástico con los modelos (a) Arruda-Boyce y (b) Yeoh 2nd Order.

Resultados

Comparación entre curvas fuerza-desplazamiento para diferentes modelos de material hiperelásticos

Después de llevar a cabo el proceso de probar todos los modelos de material hiperelásticos que existen en ANSYS ® para los tres modelos, se obtienen los modelos de material que sí lograron converger, esto muestra la respuesta mecánica con las condiciones de frontera establecidas en la probeta mostrada anteriormente, así, se muestran los resultados que se obtuvieron para cada patología y el modelo sano en las Figura 10.

Para el modelo con LD los modelos hiperelásticos con los que se obtuvo convergencia fueron: Mooney-Rivlin Parámetro 3, Mooney-Rivlin Parámetro 5 y Ogden de primer orden. Para el modelo con Diabetes, se obtuvieron los modelos de material Arruda-Boyce, Yeoh segundo orden y Ogden de primer orden. Por su parte, para el modelo sano, se obtuvieron los modelos hiperelásticos Mooney-Rivlin Parámetro 3, Arruda-Boyce, Yeoh segundo y tercer orden.

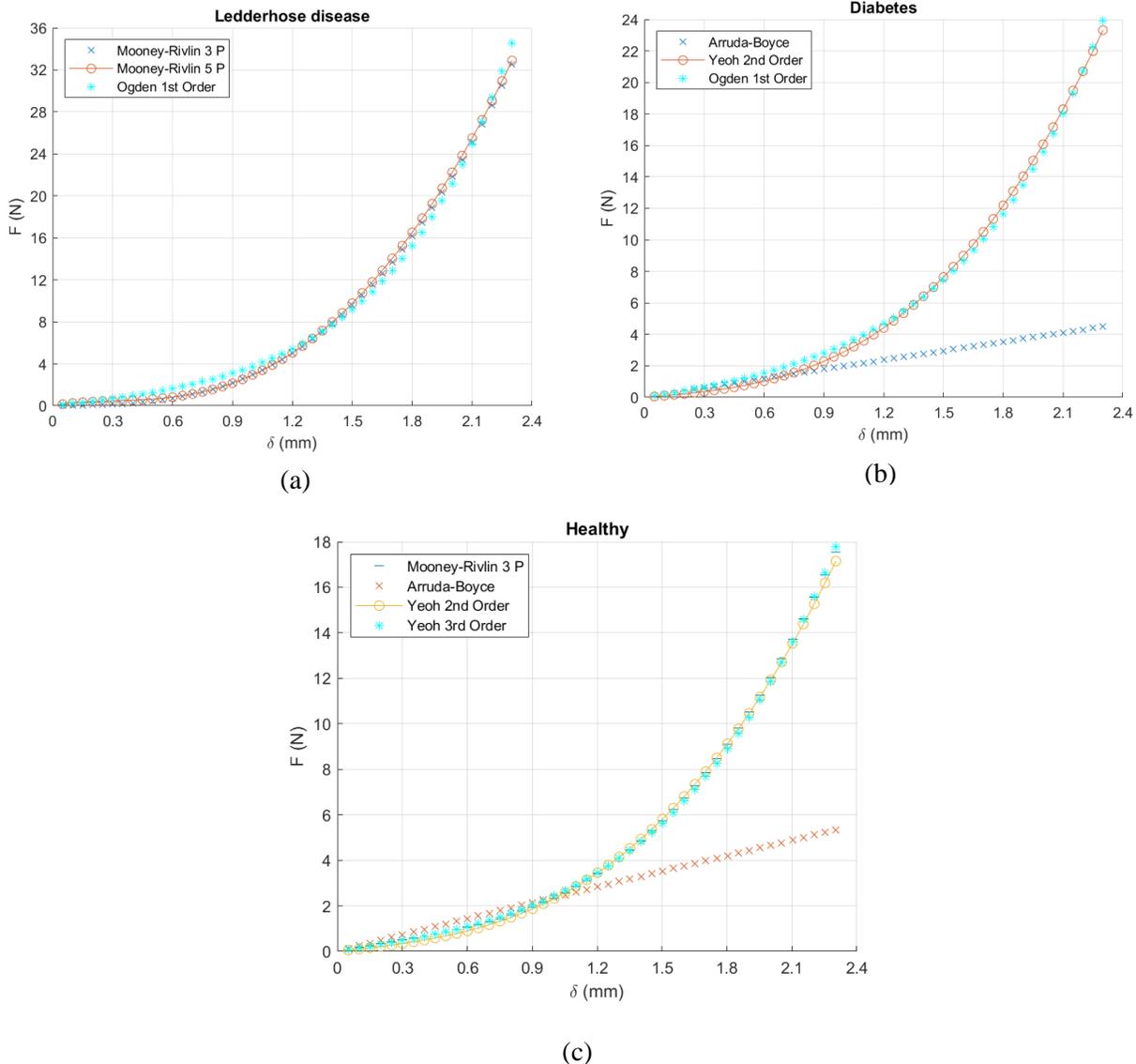


Figura 10. Modelos de material hiperelásticos para los casos (a) LD, (b) Diabetes, y (c) Sano.

Comparación entre curvas fuerza-desplazamiento experimentales y de simulación

Los modelos de material mostrados en cada gráfica de las figuras anteriores fueron evaluados para determinar cuál es el que menos porcentaje de error tienen respecto los datos experimentales (Todros, Biz, P., & Pavan, 2021). Para ello primero se comparan gráficamente con la Figura 10, las Tablas 1-3 permiten visualizar los datos obtenidos con los diferentes modelos de material hiperelásticos y los valores de fuerza obtenidos experimentalmente mostrados en la Figura 5 (F_{exp}). Esto permite validar los modelos de material empleados en la simulación, así como su precisión y así garantizar que los resultados de las simulaciones hechas con la geometría completa tendrán un porcentaje de error bajo.

Cada caso de estudio puede requerir la aplicación de diferentes modelos de materiales, ya que la naturaleza de la patología o en su defecto de los modelos sanos, puede variar. Por lo tanto. Comparar estos los datos experimentales en relación con lo numérico son esencial para validar los modelos y técnicas utilizadas. Si las curvas de simulación se ajustan bien a los valores experimentales, esto sugiere que los modelos utilizados son adecuados para capturar el comportamiento mecánico del sistema estudiado.

Para determinar numéricamente si las curvas de los modelos se ajustan bien a los datos experimentales, se calcula un porcentaje de error entre los pares de vectores que corresponden a estos datos. Esta información se presenta en las Tablas 1 a 4 para cada patología y modelo sano, también se incluye la desviación estándar (SD) para cada modelo y la fuerza total de simulación contra el experimental. Se observa que para los casos de LD, Diabetes y Sano, los errores fueron 16.28%, 8.36%, y 1.12%, respectivamente.

Tabla 1. Desviación estándar (DE), fuerza (F), y porcentaje de error para especímenes con la enfermedad de Ledderhose (LD) obtenidos de datos de la simulación y experimentales.

Modelos de material							
Exp.	Mooney-Rivlin 3 Parameter			Mooney-Rivlin 5 Parameter		Ogden 1st Order	
Valores	F [N]	F [N]	DE	F [N]	DE	F [N]	DE
	27.95	32.50	9.45	32.89	9.55	34.56	9.24
% Error entre datos experimentales y simulación		16.28		17.64		23.65	

Tabla 2. Desviación estándar (DE), fuerza (F), y porcentaje de error para especímenes con Diabetes obtenidos de datos de la simulación y experimentales.

Modelos de material							
Exp.	Arruda Boyce		Yeoh 2nd Order		Ogden 1st Order		
Valores	F [N]	F [N]	DE	F [N]	DE	F [N]	DE
	21.53	4.49	1.29	23.33	6.73	23.91	6.50
% Error entre datos experimentales y simulación		79.15		8.36		11.05	

Tabla 3. Desviación estándar (DE), fuerza (F), y porcentaje de error para especímenes Sanos obtenidos de datos de la simulación y experimentales.

Modelos de material									
Exp.	Mooney-Rivlin 3 Parameter			Arruda Boyce		Yeoh 2nd Order		Yeoh 3rd	
Values	F [N]	F [N]	DE	F [N]	DE	F [N]	DE	F [N]	DE
	16.9	17.5	4.9	5.3	1.5	17.1	4.9	17.7	4.9
	5	4	6	4	3	4	3	9	2
% Error entre datos experimental es y simulación									
		3.48		68.50		1.12		4.96	

De acuerdo con las Tablas 1 a 3, algunos modelos hiperelásticos presentan el error más bajo para predecir la fuerza de reacción del tejido (FP), por lo que en la Tabla 4 se representan las constantes de los modelos que mejor se ajustaron para cada caso.

Tabla 4. Valores de constantes para los modelos hiperelásticos para la fascia plantar.

Caso	Modelo de Material	Constantes
Sano	Yeoh 2 nd Order	$C_{10}=3.37E+5$ Pa, $C_{20}=4.75E+7$ Pa, $D_1=0$, $D_2=0$
Diabetes	Yeoh 2 nd Order	$C_{10}=3.4012E+5$ Pa, $C_{20}=6.4728E+7$ Pa, $D_1=0$, $D_2=0$
Ledderhose	Mooney-Rivlin 3 Parameter	$C_{10}=-4.5997E+6$ Pa, $C_{01}=4.7068E+6$ Pa, $C_{11}=1.1364E+8$ Pa, $D_1=0$

Así que los modelos Yeoh segundo orden (Yeoh 2nd Order), y Mooney-Rivlin Parámetro 3 (Mooney-Rivlin 3 Parameter), serán usados en las simulaciones de los modelos Sano, Diabético y con LD, respectivamente, para hacer las validaciones y en general todo el análisis de este trabajo.

Discusión y conclusión

Actualmente, existen algunos análisis experimentales de la fascia plantar, dichos estudios se centran en encontrar sus propiedades mecánicas (Todros, Biz, P., & Pavan, 2021) (Zwirner, Zhang, & Ondruschka, 2020) (Pavan, Pachera, Stecco, & Natali, 2014) (Guo, Liu, Wang, & Fan, 2018) (Kitaoka, Luo, Growney, Berglung, & An, 1994).

En algunas investigaciones previas que utilizaron enfoques numéricos para determinar las propiedades biomecánicas del pie, la fascia plantar se trató como un material elástico (Pavan, Pachera, Stecco, & Natali, 2014).

Wright y Rennels investigaron las propiedades elásticas de la fascia plantar con análisis experimentales en muestras de donantes. Descubrieron que la fascia plantar presenta un comportamiento no lineal (Pavan, Pachera, Stecco, & Natali, 2014) (Wright & Rennels, 1964). Años más tarde, un estudio experimental de Kitaoka (Kitaoka, Luo, Growney, Berglung, & An, 1994) confirmó la no linealidad en este tejido. Además de suponer una distribución lineal de la fascia plantar, algunos estudios centran este mismo comportamiento en tendones y huesos del pie (Actis, Ventura, & Smith, 2006) (Cheng, Ju, & Tang, 2003), mientras que Gefen (Gefen, 2003) y Cheung et al. (Cheung, Zhang, Leung, & Fan, 2005) (Pavan, Pachera, Stecco, & Natali, 2014), asumen un comportamiento isotrópico no lineal. Por su parte, Natali y Pavan *et al.* consideran la hiperelasticidad en sus trabajos.

El uso de materiales hiperelásticos para el análisis de la fascia plantar permite considerar su comportamiento no lineal y su capacidad de deformación elástica. Los materiales hiperelásticos pueden describir la respuesta de tejidos biológicos que exhiben grandes deformaciones sin producir deformaciones permanentes.

El uso de modelos de materiales hiperelásticos en el análisis de la fascia plantar ayuda a comprender cómo responde esta estructura a las diferentes cargas aplicadas y cómo se distribuyen las tensiones a lo largo de su extensión. Esto es específicamente relevante en el estudio de patologías relacionadas con la fascia plantar, como la diabetes o la enfermedad de Ledderhose, por ejemplo, donde se busca comprender los factores biomecánicos que contribuyen a su desarrollo y cómo pueden manejarse.

En este sentido, este trabajo proporciona una comparación entre modelos hiperelásticos para la fascia plantar en casos de diabetes, enfermedad de Ledderhose y casos sanos. Las constantes ajustadas para los modelos hiperelásticos se presentan en la Tabla 4 y fueron validadas con pruebas experimentales en humanos reportadas por otros investigadores, estas pueden usarse en varios estudios del pie usando elementos finitos y evitan el supuesto de un modelo elástico lineal para la fascia plantar.

Bibliografía/Referencias

- Actis, R., Ventura, L., & Smith, K. e. (2006). Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance . *Medical and Biological Engineering Computing* , 653-663.
- Aquino, A., & Payne, C. (1999). Function of the plantar fascia . *The Foot* , 73-78.
- Cheng, W., Ju, C., & Tang, F. (2003). Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis . *Clinical Biomechanics* , 17-24.
- Cheung, J.-M., Zhang, M., Leung, K.-L., & Fan, Y.-B. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study . *Journal of Biomechanics* , 1045-1054.
- Elhadd, T., Ghosh, S., Malik, M., & Collier, A. (2007). Plantar fibromatosis and Dupuytren's disease: an association to remember in patients with diabetes. *Diabetes Med.*
- Gefen, A. (2003). The in vivo elastic properties of the plantar fascia during the contact phase of walking . *Foot and Ankle International* , 238-244.
- Guo, J., Liu, X., Wang, L., & Fan, Y. (2018). Biomechanical and mechanical behavior of the plantar fascia in macro and micro structures . *Journal of Biomechanics* , 160-166.
- Kitaoka, H., Luo, Z., Growney, E., Berglung, L., & An, K. (1994). Material Properties of the Plantar Aponeurosis . *Foot & Ankle International* , 557-560.
- Kogler, G., Solomondis, S., & Paul, J. (1996). Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effect on plantar aponeurosis strain. *Clinical Biomechanics* , 243-252.
- Kumka, M., & Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *J Can Chiropr Assoc* , 179-191.
- Motolese, A., Mola, F., Cherubino, M., Giaccone, M., Pellegatta, I., & Valdatta, L. (2013). Squamous Cell Carcinoma and Ledderhose Disease: A Case Report . *The International Journal of Lower Extremity Wounds* , 297-300.
- Natali, A., Forestiero, A., & Carniel, E. e. (2010). Investigation of foot plantar pressure: experimental and numerical analysis . *Med Biol Eng Comput* , 1167-1174.

- Natali, A., Pavan, P., & Stecco, C. (2010). A constitutive model for the mechanical characterization of the plantar fascia . *Connective Tissue Research* , 337-346.
- Pavan, P., Pachera, P., Stecco, C., & Natali, A. (2014). Constitutive Modeling of Time-Dependent Response of Human Plantar Aponeurosis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* .
- Pavan, P., Stecco, C., & Darwish, S. e. (2011). Investigation of the mechanical properties of the plantar aponeurosis. *Surg Radiol Anat*, 905-911.
- Sarraffian, S. (1993). Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional . En S. Sarraffian, *Anatomy of the Foot and Ankle: Descriptive, Topographic, Functional* (págs. 113-158). Philadelphia: Lipincott.
- Todros, S., Biz, C., P., R., & Pavan, P. (2021). Experimental Analysis of Plantar Fascia Mechanical Propeties in Subjects with Foot Pathologies . *Appl. Sci*.
- Veith, N., Tschernig, T., Histing, T., & Madry, H. (2013). Plantar Fibromatosis - Topical Review. *Foot & Ankle International*.
- Wright, D., & Rennels, D. (1964). A study of the Elastic Properties of Plantar Fascia. *The journal of bone & joint surgery* , 482-492.
- Zwirner, J., Zhang, M., & Ondruschka, B. e. (2020). An ossifying bridge on the structural continuity between the Achilles tendon and the plantar fascia. *Sci. Rep*.