



JAÉN

21 | 20
23 | 20
OCTUBRE

XXIII CONGRESO
NACIONAL DE
INGENIERÍA
MECÁNICA



Validación In silico de metodología para la caracterización de material hiperelástico mediante optimización genética en dos fases

Agustín Romero Molina¹, Alejandro Peña-Trabalón¹, María Prado-Novoa¹, Belén Estébanez Campos¹, Ana Pérez-Blanca¹

¹Laboratorio de Biomecánica Clínica de Andalucía. Departamento de Ingeniería Mecánica. Universidad de Málaga

El proyecto se enmarca en el modelado mediante elementos finitos de la rodilla humana para el estudio de raíces meniscales y su reparación mediante sutura; existen un número considerable de modelos de EF de rodilla que incluyen a los meniscos con diferentes niveles de complejidad; sin embargo, hay escasos modelos sobre las propiedades de tracción en dirección radial y compresión en dirección longitudinal, por ello, en este proyecto se aborda la realización de un modelo numérico 3D de Elementos finitos para simular de forma realista el comportamiento del tejido meniscal ante cargas derivadas de su sutura tras una cirugía. Para ello se utilizará un modelo de menisco de porcino debido a la dificultad de obtener menisco humano para ensayos y a su alta similitud con este. El proceso llevado a cabo parte de la aplicación de una sutura simple al tejido meniscal para la realización de un ensayo en el que la carga es aplicada mediante ésta. Durante el ensayo se monitoriza el alargamiento en el entorno de la sutura y lejos de esta y, posteriormente, se analizan los resultados aplicando técnicas de videogrametría. Los datos de deformación y tensión se utilizan para ajustar el modelo de material en dos fases: una primera en la que con los datos recabados lejos del orificio se ajusta un modelo polinomial de material hiperelástico y con esta primera aproximación una segunda fase en la que se reajusta el modelo al comportamiento del material en el entorno del orificio, ambas mediante el mismo algoritmo de optimización genética. La segunda fase se hará sobre un modelo 3D de elementos finitos realizado en Abaqus, programa con el cual se genera una comunicación desde Matlab para facilita el proceso iterativo de minimización del error de ajuste con los datos experimentales.

1. Introducción

Los meniscos de la rodilla humana son estructuras fibrocartilaginosas con forma semilunar y sección triangular que se insertan a modo de cuña entre tibia y fémur en los compartimentos lateral y medial. Los meniscos laterales son de entre 32.4 y 35.7 mm de longitud y de 26.6 a 29.3 mm de ancho, mientras que los mediales son de 40.5 a 45.5 mm de longitud y de unos 27 mm de anchura [1]. El comportamiento biomecánico del menisco juega un papel fundamental en el funcionamiento y conservación de la función articular. Su presencia permite disminuir la presión de contacto en la rodilla, al repartir las fuerzas sobre las superficies articulares protegiendo de este modo el cartílago articular de un desgaste excesivo. Además, los meniscos contribuyen en la absorción de impactos limitando las sobrecargas articulares, contribuyen en la estabilidad y lubricación de la rodilla, y participan en su sensibilidad propioceptiva [2]. Existen suficientes evidencias científicas para considerar que las lesiones del menisco aumentan considerablemente el riesgo del daño de las superficies cartilaginosas y de sufrir artrosis.

La fijación del menisco se produce a través de uniones ligamentosas que lo retienen en la zona intraarticular de la rodilla permitiendo la movilidad necesaria para adaptarse a las áreas de contacto entre tibia y fémur, que se desplazan con la flexión de rodilla. El menisco se inserta mediante ligamentos de una sección de entre 3 y 11 mm² [3], de las cuales las raíces son las únicas encargadas de realizar una unión directa del menisco y el hueso. Se ha encontrado una clara relación entre la extrusión y la ausencia de la raíz meniscal. Dada la bien documentada asociación entre dicha extrusión y el desarrollo de artritis degenerativa en la rodilla, se ha resaltado la importancia del tratamiento quirúrgico de reparación de la raíz. Diversos estudios han puesto de manifiesto que la desinserción

de las raíces meniscales afecta profundamente a la biomecánica de la rodilla dando lugar a aumentos de las presiones medias y máximas sobre el cartílago y a la disminución del área de contacto en la articulación, encontrándose que la ausencia de las raíces meniscales tiene consecuencias similares a la menisectomía [4,5]. Es por ello que el tratamiento terapéutico está cambiando drásticamente y orientándose a la reconstrucción quirúrgica de las raíces meniscales con suturas cuando se diagnostica su rotura. Por otra parte, la reproducción de las raíces con suturas insertadas en los cuernos meniscales es propuesta también en los trabajos recientes para los trasplantes de aloinjerto de menisco sin taco óseo como suplemento, o incluso sustituto, de las suturas periféricas del extremo circunferencial externo del injerto [6]. Así mismo, una alternativa de tratamiento que se vislumbra en el futuro cercano son los implantes de meniscos artificiales, a la que se está dedicando un importante esfuerzo investigador y de desarrollo, cuyo éxito dependerá en gran medida del éxito de su fijación tibial.

1.1. Modelos de material para simulaciones del tejido meniscal

El tejido meniscal se compone de agua (70%) y material orgánico (30%). Estructuralmente está formado por una matriz sólida porosa y una matriz fibrilar, principalmente de fibras de colágeno embebidas en el fluido intersticial, y por tanto exhibe un comportamiento bifásico [7]. La orientación de las fibras varía de una zona a otra, aunque principalmente es circunferencial, lo que confiere al tejido anisotropía estructural [8]. La microestructura de este tejido está adaptada para responder y soportar cargas, fundamentalmente de tensión circunferencial y compresión axial, a frecuencias que para el resto de los elementos de unión de la articulación serían peligrosos, actuando como un material inteligente y redistribuyendo los esfuerzos a partir de la despresurización del fluido.

Por todas estas características se podría definir el tejido meniscal como material heterogéneo anisótropo poro-hiperelástico. Sin embargo, se ha demostrado a partir de diversos estudios [7, 9] que, a pesar de su comportamiento viscoelástico, este tiene poca influencia en actividades de la vida cotidiana. Por ello, para simulaciones de la respuesta a las cargas implicadas en estos casos, su caracterización puede simplificarse mediante funciones de densidad de energía con un comportamiento hiperelástico de matriz isotropa. De los modelos hiperelásticos disponibles, existen 2 trabajos recientes que, a partir de análisis de carga muestran la adecuación de las ecuaciones de Holzapfel [7] o Mooney-Rivling de segundo orden [16] para ajustarse a los datos experimentales de la respuesta de materiales hiperelásticos. Sin embargo, no conocemos ningún modelo de material orientado al comportamiento del tejido en el entorno del orificio de sutura, cuando la tracción del hilo somete al tejido a compresión circunferencial y a tracción radial, entre otros.

El alto coste económico y fundamentalmente ético de los especímenes cadavéricos humanos, hace sumamente frecuente la utilización de modelos animales, fundamentalmente modelo porcino, en la evaluación de técnicas quirúrgicas en la articulación de la rodilla, como es el caso de la reconstrucción de las raíces meniscales [10-12]. Se ha comprobado que las propiedades del menisco medial porcino en su cuerno posterior son similares a las del menisco humano a compresión en dirección axial, en cuanto a su módulo agregado, coeficiente de Poisson y módulo de cortadura [13]

2. Materiales y métodos

En este trabajo se presenta una metodología basada en algoritmos evolutivos para caracterizar el comportamiento del menisco en las proximidades del orificio generado para el paso de la sutura que reproduzca la raíz meniscal. La metodología se orienta a caracterizar el modelo de material hiperelástico en las proximidades del orificio de sutura. Este material se incorpora en un modelo de elementos finitos del cuerno meniscal y su modelización se optimiza para estimar el comportamiento en deformación del espécimen cuando el hilo de sutura es traccionado.

2.1. Ensayo de tracción uniaxial

La metodología experimental se desarrolla en modelo porcino, utilizando el cuerno posterior del menisco medial por su mayor similitud biomecánica al menisco humano [13]. El tejido procede de rodilla cadavérica fresca donada por un matadero local, de animales de 5 meses de edad y aproximadamente 100 kg de peso. A su recepción, la rodilla fue introducida en una bolsa de plástico cerrada y congelada a -20°C , manteniéndose así hasta el día del ensayo en el que se utilizó el menisco correspondiente. El día antes del ensayo se extrajo una rodilla y se dejó descongelar totalmente en la bolsa a temperatura ambiente durante 12 horas. Tras la descongelación, se extrajo el menisco medial.

En primer lugar, se identifica la geometría del menisco registrando una nube de puntos de su superficie, para lo que se utilizó un dispositivo háptico (Phantom Omni, 3D Systems) adaptado para el registro de coordenadas tridimensionales. La cirugía de reparación se simula aplicando 1 sutura de hilo ultrarresistente del N.2 (Force Fiber™, Stryker, Endoscopy, San José CA) al cuerno posterior del menisco en una puntada simple. Aunque no es la práctica clínica más habitual del equipo, se decidió aplicar 1 hilo de sutura para dirigir la fuerza de tracción de la sutura hacia una sola entre fase menisco-sutura, evitando errores derivados por posibles distribuciones no

uniformes de la carga en los casos en los que existe más de 1 puntada. El punto de entrada se situó a aproximadamente 5mm del borde interior y del borde posterior del cuerno posterior (Figura 1). Para monitorizar los alargamientos del menisco se marcaron con rotulador quirúrgico 4 puntos de referencia en su superficie proximal (Figura 1): sobre el hilo a la salida del orificio y siguiendo la dirección de las fibras del tejido a aproximadamente 2, 9 y 11 mm de éste.

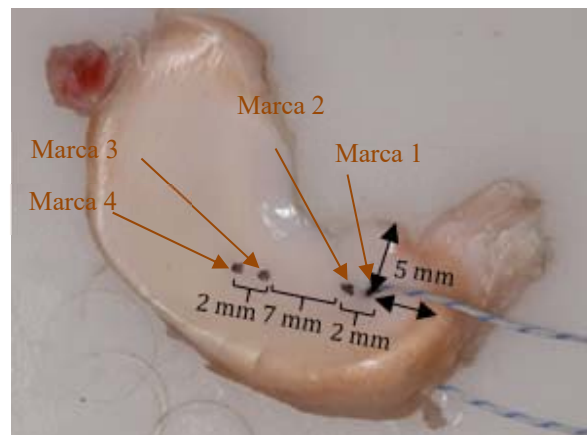


Figura 1: Espécimen de menisco antes del ensayo. Se observa orificio de sutura y marcas para monitorización.

Los ensayos se realizaron con la máquina de tracción/compresión disponible en el Laboratorio de biomecánica de la UMA, utilizada en trabajos biomecánicos previos. El menisco se sujetó a la base de la máquina mediante una garra, orientándolo de forma que visualmente las fibras longitudinales de la raíz resultasen paralelas a la dirección del eje de carga y los extremos del hilo de sutura se fijaron mediante una garra de placas corrugadas al cabezal de la máquina (Figura 1). Para monitorizar la interfase menisco-sutura se utilizó una cámara digital (Baumer VCXU-124C, de 28 fps.), situada de forma que el plano de la imagen resultase paralelo al plano medio del cuerno del menisco una vez fijado a la máquina de ensayos y que fue calibrada antes del inicio del ensayo y que se sincronizó a la máquina de tracción. Finalmente, se realiza un ensayo de tracción uniaxial a rotura controlado en desplazamiento fijando velocidad constante $v=0.5$ mm/s en el cabezal de la máquina que sujeta la sutura.

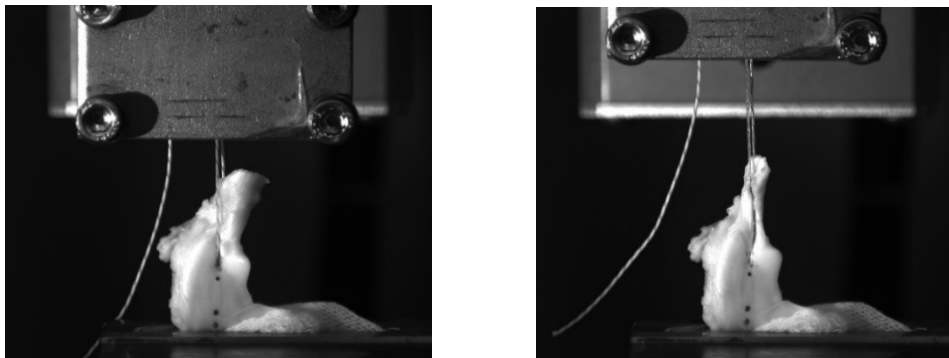


Figura 2: Fotogramas al inicio y final del ensayo de rotura.

Las imágenes tomadas se procesaron y analizaron con el Software de videogrametría *INI-Cut*, desarrollado por el grupo de investigación [14]. Concretamente, se calcularon los alargamientos a lo largo del ensayo entre parejas de puntos preseleccionados. Como resultado del ensayo se obtiene sobre el mismo eje de tiempos la carga de tracción y los alargamientos que se producen entre los puntos marcados sobre el espécimen.

2.2. Modelo de elementos finitos

Se ha desarrollado un modelo de EF del cuerno meniscal, en entorno de Abaqus®, para simular su comportamiento en el ensayo descrito en el apartado 2.1.

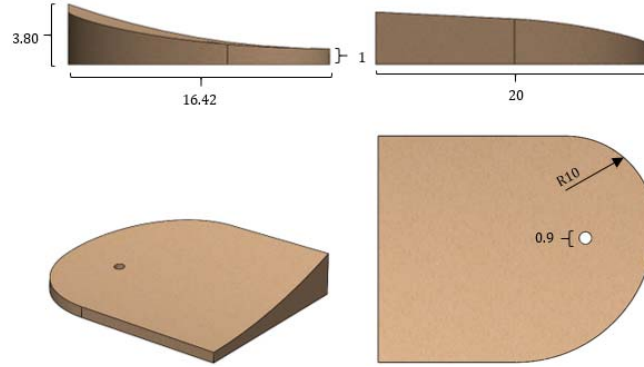


Figura 3: Modelo geométrico del cuerno meniscal.

La geometría del cuerno meniscal (Figura 3) se ha generado en SolidWorks®, y posteriormente importado en Abaqus®, a partir de la nube de puntos de la superficie del espécimen ensayado. El mallado se ha realizado utilizando elementos tetraédricos de segundo orden, con tamaño medio de 1mm en toda la pieza y 0.25 mm en el entorno del orificio. Se ha utilizado un modelo de material hiperelástico. Tomando como referencia un estudio previo que implementa algoritmo genético para la caracterización de materiales hiperelásticos [15], de entre los mencionados en el punto 1.1. se ha seleccionado la particularización del modelo general de Mooney-Rivlin con tres términos. El modelo responde a la siguiente función de densidad de energía:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 \quad (1)$$

Donde C_{10} , C_{01} y C_{20} son los coeficientes del modelo polinómico y I_1 e I_2 son las dos primeras invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green, dependientes de las relaciones de alargamientos principales λ_i , para materiales incompresibles, que pueden calcularse como:

$$\begin{aligned} \lambda_i &= 1 + \frac{\Delta L_i}{L_0} \\ I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \frac{1}{\lambda_1^2} + \frac{1}{\lambda_2^2} + \frac{1}{\lambda_3^2} \end{aligned} \quad (2)$$

Siendo ε_i la deformación ingenieril principal.

Las condiciones de contorno se han definido en concordancia con el ensayo biomecánico. Para ello, se ha restringido el desplazamiento de todos los nudos de la superficie del modelo alejada de la zona de la raíz y se ha aplicado un desplazamiento del orificio que reproduce el registrado en el ensayo. Para ello, simulando la zona en la que el hilo está en contacto con el orificio, se selecciona una superficie en la parte del orificio próxima a la raíz, que abarca +/- 45° entorno al eje longitudinal.

2.3. Algoritmo evolutivo de optimización

Se ha implementado en entorno Matlab® un algoritmo evolutivo para que, modificando los coeficientes del modelo de material en el modelo EF descrito en el punto 2.2., optimice los resultados de la simulación del desplazamiento en el entorno del orificio. El algoritmo optimiza por tanto los valores de los coeficientes C_{10} , C_{01} y C_{20} de la ecuación (1) que constituyen el conjunto de genes de cada individuo. La optimización se aborda en dos fases, utilizando los resultados de la primera fase (STEP 1) para acelerar el cálculo de la segunda (STEP 2), de mucho mayor coste computacional, según el procedimiento descrito a continuación

a) Fase 1 de optimización:

La población inicial se genera de forma aleatoria como una matriz de dimensión NPxD, siendo NP el número de individuos y D el número de genes de cada individuo. La población se genera en un dominio muy amplio, en el intervalo [-1000,1000] para los 3 parámetros (Figura 4), que se mantiene para la construcción de las siguientes generaciones. A partir de la población inicial el algoritmo evoluciona creando nuevas poblaciones intermedias por mutación, variación diferencial y cruce binomial. Seleccionando en cada generación aquellos individuos que ofrecen menores valores de la función de coste.

La función de coste se define para la primera fase como el error cuadrático medio entre las tensiones ingenieriles determinadas a partir de los datos experimentales en la zona alejada del orificio, $\sigma_j^{EXP(3,4)}$, y las calculadas considerando el modelo de material con función de densidad de energía expresada en (1), $\sigma_j^{THE(3,4)}$:

$$f^{STEP1} = \sum_{j=0}^N \frac{(\sigma_j^{EXP(3,4)} - \sigma_j^{THE(3,4)})^2}{N} \quad (3)$$

Las tensiones experimentales en la zona alejada del orificio se obtienen para el instante t_j como:

$$\sigma_j^{EXP(3,4)} = \frac{F(t_j)}{A} \quad (4)$$

Siendo $F(t)$ la fuerza que ejerce la máquina de tracción a lo largo del ensayo y A la media de la sección transversal del cuerno meniscal medida en los puntos alejados del orificio (marcas 3 y 4 en la Figura 1).

Por otra parte, para el cálculo de $\sigma_j^{THE(3,4)}$ en la zona alejada del orificio, considerando que:

$$\sigma_i = \lambda_i \frac{\partial W}{\partial \lambda_i} = \lambda_i \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \lambda_i} + \frac{\partial W}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial \lambda_i} + \frac{\partial W}{\partial J} \frac{\partial J}{\partial \lambda_i} \right) \quad (5)$$

Se obtiene que las tensiones principales de Cauchy para el material hiperelástico definido en (1) resultan:

$$\sigma_i = 2C_{10}(\lambda_i)^2 - 2C_{10} \frac{1}{(\lambda_i)^2} + 4C_{20}(\lambda_i)^2 [(\lambda_1)^2 + (\lambda_2)^2 + (\lambda_3)^2 - 3] + 2D_{evol} \quad (6)$$

Siendo $2D=K$ el módulo de compresibilidad. Particularizando para el ensayo de tracción uniaxial, $\sigma_3=0$ y calculando $(\sigma_1-\sigma_3)$ para eliminar D de la ecuación, las expresiones dadas en (6) quedan:

$$\sigma_1^{eng} = 2C_{10} \left(\lambda_1 - \frac{(\lambda_3)^2}{\lambda_1} \right) + 2C_{10} \left(\frac{1}{\lambda_1(\lambda_3)^2} - \frac{1}{(\lambda_1)^3} \right) + 4C_{20} \left(\lambda_1 - \frac{(\lambda_3)^2}{\lambda_1} \right) [(\lambda_1)^2 + (\lambda_2)^2 + (\lambda_3)^2 - 3] \quad (7)$$

que es el valor asociado al cálculo teórico de la tensión en la zona alejada del orificio $\sigma_j^{THE(3,4)}$ con alargamientos principales λ_i calculados según (2) para los valores de alargamiento medidos en el ensayo entre los puntos situados lejos del orificio (marcas 2 y 3 en la Figura 1).

En cada generación el valor la función de coste del mejor individuo se comparará con el valor objetivo establecido. Si el coste es menor que el valor objetivo, la optimización finaliza y el último individuo se adopta como el óptimo, es decir, el valor de los 3 genes que lo definen se adopta como mejor solución para los coeficientes C_{10} , C_{01} y C_{20} del modelo de material. En caso contrario se crea una nueva generación de individuos del mismo tamaño que la inicial utilizando estrategias de mutación, variación diferencial y cruce binomial.

Se han establecido dos condiciones adicionales para la finalización de la optimización. La primera de ellas consiste en establecer un límite máximo de generaciones. La tercera actuará cuando la función de coste del mejor individuo no se reduzca durante un número de generaciones especificado, reflejando la situación en la que la población no puede avanzar hacia un mejor individuo dentro del dominio. En este caso, la solución es el mejor individuo que ha permanecido inalterado durante las últimas generaciones.

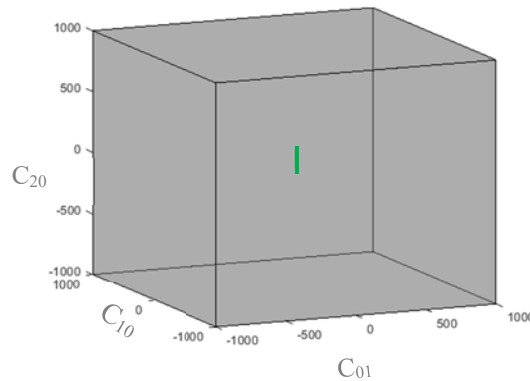


Figura 4: Representación de los dominios de las dos fases de optimización: en gris dominio de la fase 1, en verde dominio de la fase 2.

b) Fase 2 de optimización:

Se han utilizado los resultados de la fase 1 para reducir de forma muy significativa el dominio en el que se trabaja en esta fase 2. El dominio de cada gen se centra en el mejor valor encontrado en la fase 1 y se expande a su

alrededor en un rango igual a 9 para los términos de primer orden e igual a 160 par el de segundo orden (Figura 4).

La función de coste se define como el error cuadrático medio a lo largo del ensayo entre los alargamientos que se obtienen experimentalmente en la zona cercana al orificio (entre las marcas 1 y 2 en la Figura 1), $\Delta^{EXP(1,2)}$, y los obtenidos como resultado de simulación del modelo descrito en el punto 2.2. para esos mismos puntos, $\Delta^{SIM(1,2)}$.

$$f^{STEPd} = \sum_{i=0}^N \frac{(\Delta^{EXP(1,2)} - \Delta^{SIM(1,2)})^2}{N} \quad (8)$$

Las estrategias de evolución de la población y de selección del mejor individuo son similares a las descritas para la fase 1.

3. Resultados

Se presentan a continuación los resultados del algoritmo de optimización para la caracterización del cuerno anterior de un menisco medial porcino. La figura 5 muestra los resultados de la curva tensión-desplazamiento experimental en la zona alejada del orificio, recogidos según se describe en el apartado 2.1, junto con los valores calculados tras ejecutar la fase 1 del algoritmo de optimización para esa misma zona. Los resultados se han subdividido en 2 tramos: zona de carga baja (0 a 50 N) y zona de carga alta (0-160N), que han dado lugar a 2 modelos de material con parámetros diferentes, que se recogen en la Tabla 1

Tabla 1: Resultados de la fase 2 de optimización

	C10 (MPa)	C01 (MPa)	C20 (MPa)	Error
0 a 50 N	7.736	-7.387	71.421	0,104
0 a 160 N	-27.178	28.864	100.077	0.141

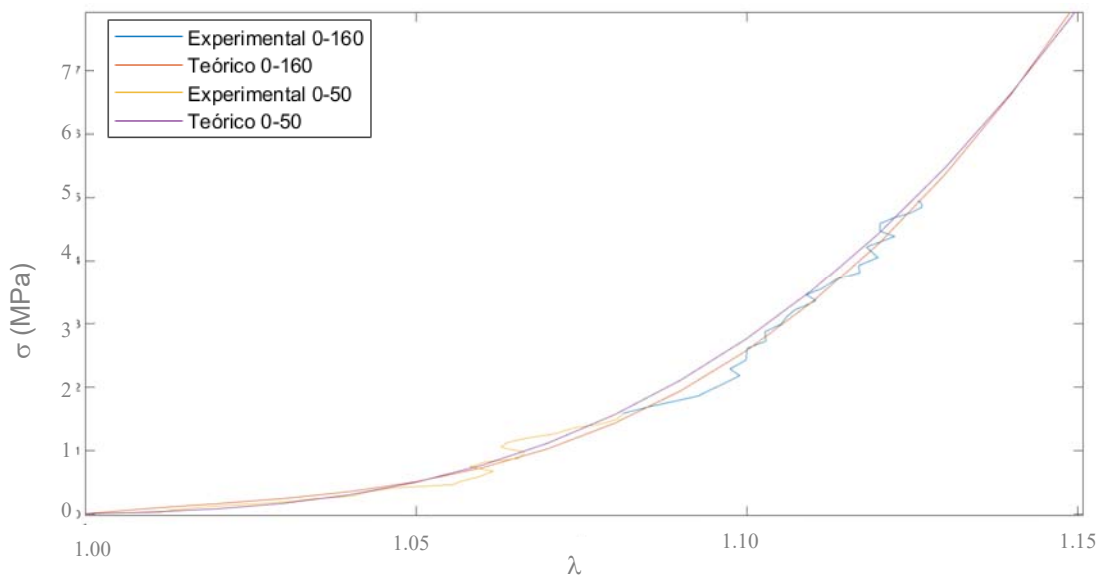


Figura 5: Curva tensión-desplazamiento en la zona alejada del orificio, resultados experimentales y tras la ejecución de la fase 1 de optimización.

La figura 6 muestra los alargamientos en la zona del orificio durante el ensayo de tracción, se muestran los desplazamientos registrados experimentalmente junto con los proporcionados por la simulación con el modelo de EF descrito en el punto 2.2. tras la ejecución de la fase 2 de optimización.

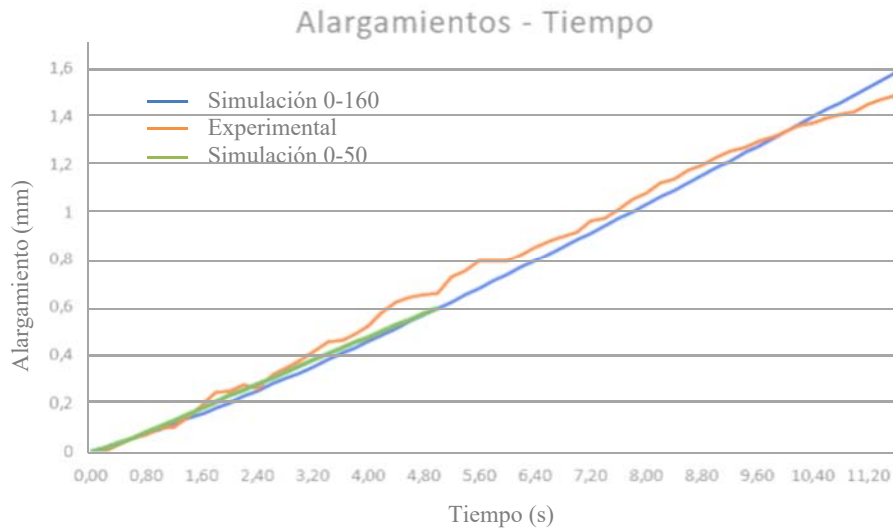


Figura 6: Curva alargamientos-tiempo en la zona alejada del orificio. Resultados experimentales y tras la ejecución de la fase 1 de optimización.

De la misma forma, la Tabla 2 muestra los valores encontrados para los parámetros del modelo de material en la zona del orificio, junto con el error en desplazamiento que cada modelización presenta al final de la optimización.

Tabla 2: Resultados de la fase 2 de optimización

	C10 (MPa)	C01 (MPa)	C20 (MPa)	Error
0 a 50 N	12.441	-12.290	159.997	0.042
0 a 160 N	29.741	-19.056	45.191	0.057

4. Discusión

Se ha observado que la implementación de la optimización en 2 fases agiliza de forma muy significativa el proceso de cálculo. Ha sido inviable por el altísimo coste computacional que implicaba la realización de una optimización que incluyese únicamente la segunda fase con el dominio inicial seleccionado en este trabajo, mientras que el tiempo de cálculo del algoritmo que reduce el dominio para la segunda fase a los espacios que se detallan en la figura 4 resultaban siempre del orden de minutos.

El modelo de EF finalmente implementado simula con una alta fidelidad los resultados experimentales (proporcionando los errores mostrados en la tabla 2), permitiendo conocer el comportamiento del menisco en el entorno del orificio.

Los diferentes valores encontrados para el modelo de material en la fase 1 (zona alejada del orificio) y en la fase 2 (cerca del orificio de sutura), llevan a los autores a considerar la necesidad de utilizar un material diferente en la zona afectada y no-afectada por el orificio. Sin embargo, el estudio de los desplazamientos del material proporcionados por el modelo de EF en la zona alejada del orificio no ha sido objeto de este trabajo y se plantea como futuro desarrollo la realización de un modelo de menisco con material diferente en ambas zonas.

Se ha observado que el proceso de optimización conduce a diferentes resultados según el intervalo de carga en el que se trabaje. Los autores plantean por tanto la necesidad de estudiar en mayor profundidad la implementación de un modelo de material hiperelástico con parámetros adaptados al nivel de carga experimentado por los especímenes.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España bajo el amparo del proyecto con referencia RTI2018-094339-B-100, la ayuda recibida del Plan Propio de la Universidad de Málaga. RTI2018-094339-B-100., y por la Universidad de Málaga a través del Plan Propio de Investigación UMA para el curso 19/20.

6. Referencias

- [1] Kohn D., Moreno B. (1995) Meniscus insertion anatomy as a basis for meniscus replacement: a morphological cadaveric study. *Arthroscopy* **11**, 96-103
- [2] Mow V.C., Wang C.C., Hung C.T. (1999). The extracellular matrix, interstitial fluid and ions as a mechanical signal transducer in articular cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage* **7**,41-58.
- [3] Kusayama, T., Harner, C. D., Carlin, J. W. (1994) Anatomical and Biomechanical Characteristics of Human Meniscolfemoral Ligaments. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* **2**, 234-237
- [4] Ode G.E., Van Thiel G.S. y col. (2012) Effects of serial sectioning and repair of radial tears in the lateral meniscus. *American Journal of Sports Medicine* **40**:1863–1870
- [5] Perez-Blanca A., Prado-Nóvoa M. y col. (2015) Comparative biomechanical study on contact alterations after lateral meniscus posterior root avulsion, transosseous reinsertion, and total meniscectomy. *Arthroscopy* **32**: 624-633
- [6] Samitier G., Alentorn-Geli A. y col. (2015) Meniscal allograft transplantation. Systematic review of graft biology, graft shrinkage, graft extrusion, graft sizing, and graft fixation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* **23**: 310–322
- [7] Seyfi B., Fatourace N., Imeni, M. (2018). Mechanical modeling and characterization of meniscus tissue using flat punch indentation and inverse finite element method. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **77**, 337-346
- [8] Andrews, S.H., Rattner, J.B. y col. (2014) Tie-fibre structure and organization in the knee menisci. *Journal of Anatomy*, **224**: 531-537
- [9] Trad, Z., Barkaoui, A., Chafra, M., Tavares, J.M. *FEM Analysis of the Human Knee Joint*, Springer International Publishing AG, Suiza. (2018)
- [10] Feutch M.J, Grande E. y col. (2015) Biomechanical evaluation of different suture materials for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior meniscus root tears. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* **23**, 132–139
- [11] Robinson J..R, Frank E.G. y col. (2018) The strength of transosseous medial meniscal root repair using a simple suture technique is dependent on suture material and position. *American Journal of Sports Medicine* **46**, 924–932
- [12] Starke C., Kopf S. y col. (2010) The effect of a nonanatomic repair of the meniscal horn attachment on meniscal tension: a biomechanical study. *Arthroscopy* **26**, 358-365
- [13] Sweigart M.A., Zhu C.F. y col. (2004) Intraspecies and interspecies comparison of the compressive properties of the medial meniscus. *Annals of Biomedical Engineering* **32**,1569-1579
- [14] Pérez-Blanca A. “Biomecánica de la reinsertión transtibial de la raíz posterior del menisco lateral de la rodilla: Avances en la técnica de reparación”, Tesis Doctoral, Universidad de Málaga, Málaga (2019)
- [15] Fernández J., López-Campos J., Segade A., Vilán J. (2018) A genetic algorithm for the characterization of hyperelastic materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* **329**, 239-250
- [16] Kuman N., Venkateswara V. (2016) Hyperelastic Mooney-Rivlin Model: Determination and Physical Interpretation of Material Constants. *MIT International Journal of Mechanical Engineering* **6**, 43-46