

Estudio mediante elementos finitos de la influencia de la pretensión de los ligamentos en la flexión de la rodilla

E. Peña, M.A. Martínez, B. Calvo y M. Doblare

Grupo de Mecánica Estructural y Modelado de Materiales
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)
Universidad de Zaragoza
María de Luna 3, E-50018 Zaragoza, España
Tel.: 34 976 76 19 12; Fax: 34 976 76 25 78
e-mail: fany@unizar.es, miguelam@unizar.es, bcalvo@unizar.es, mdoblare@unizar.es

Resumen

Es sabido que la mayoría de los tejidos biológicos blandos, incluidos músculos, vasos sanguíneos y ligamentos, se encuentran sometidos a tensiones residuales no nulas en el estado libre de cargas. El principal objetivo de este artículo es analizar la influencia de la pretensión de los ligamentos principales de la rodilla en el comportamiento biomecánico de la articulación durante la flexión de la misma.

El modelo de comportamiento del ligamento que se ha utilizado es el de un material hiperelástico transversalmente isótropo sometido a grandes deformaciones. En este trabajo se emplea un modelo tridimensional de elementos finitos de la rodilla humana para simular la flexión de la articulación hasta 60° , con una distribución no uniforme de la pretensión inicial en los ligamentos. La deformación inicial es impuesta mediante la imposición de un gradiente de deformación inicial no compatible, obtenido de datos experimentales y bajo hipótesis simplificadoras, tras el cual es necesario forzar un paso de equilibrio para obtener un campo tensorial auto-equilibrado. En este trabajo se demuestra que una incorrecta aplicación de la pretensión inicial en los ligamentos de la rodilla da lugar a campos de tensiones no fisiológicos.

Palabras clave: *Tensiones residuales, comportamiento hiperelástico transversalmente isótropo, articulación de la rodilla, ligamentos.*

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF JOINT LIGAMENTS PRESTRAIN IN KNEE FLEXION

Summary

It is well known that many biological tissues, including muscles, blood vessels and ligaments, support non-negligible residual stresses in a completely unloaded equilibrium state. The main objective of this paper is to analyze the influence of initial strains in joint ligaments into the biomechanical behaviour of the knee under flexion.

The ligament behaviour here employed corresponds to a transversely hyperelastic material under large strains. A three-dimensional finite model of the knee was used to simulate the knee flexion up to 60° and different initial strain distributions were employed. We enforced initial strains by imposing the initial strain field corresponding to an initial incompatible deformation field obtained from experimental data of the stretches along fibers. We show that a wrong inclusion of initial strains in knee ligaments leads to completely different and unphysiological stresses.

Keywords: *Residual stresses, transversely isotropic hyperelastic behaviour, human knee joint, ligaments.*

INTRODUCCIÓN

La gran mayoría de los tejidos y órganos biológicos están sometidos a tensiones no nulas en un estado de carga exterior nula (tensiones residuales) y se ponen de manifiesto cuando estos tejidos al ser seccionados y separados de sus inserciones, modifican su geometría. Por ejemplo, cuando una arteria es cortada longitudinalmente se contrae a lo largo de la dirección circunferencial, mostrando la existencia de un campo auto-equilibrado de tensiones iniciales en un estado fisiológico libre de cargas. Estas tensiones y deformaciones son debidas fundamentalmente al crecimiento, remodelación, daño o deformaciones viscoplásticas a las que estos tejidos se ven sometidos durante su vida, comenzando ya desde el desarrollo inicial de los distintos órganos en el feto¹. Estas pretensiones o deformaciones residuales tienen un impacto relevante en la respuesta mecánica de los órganos biológicos ante cargas externas^{2,3}. Su función principal es la disminución de la tensión circunferencial en la cara interna de las arterias y la disminución del gradiente de tensiones a lo largo del espesor de la pared arterial². En los ligamentos de las articulaciones esta deformación inicial proporciona estabilidad a la articulación en ausencia de cargas⁴.

La metodología clásica en elementos finitos para imponer las tensiones residuales supone conocer la configuración libre de tensiones y aplicar sobre esta configuración un paso previo hasta situar el tejido en su posición fisiológica. Este procedimiento es de gran dificultad cuando se trata de aplicarlo a tejidos biológicos. En primer lugar, la configuración libre de tensiones es un estado ideal, ya que como comenta Fung⁵, es prácticamente imposible la existencia de una configuración con tensiones nulas en cada punto del tejido. Además, la identificación de esta configuración libre de tensiones “in vivo” es muy compleja debido a los procesos inelásticos que tienen lugar en los tejidos. Posiblemente, la mejor aproximación en ligamentos sea obtener la configuración libre de tensiones a través de la disección de especímenes provenientes de cadáveres. Otra desventaja de este método es la distorsión excesiva de la malla resultante después de establecer la geometría del órgano en su posición fisiológica (paso que supone la aplicación de las tensiones iniciales) y la aplicación posterior de las cargas. Dicha distorsión disminuye la convergencia del problema y la exactitud de los resultados obtenidos.

Esta metodología fue usada por Hirokawa y Tsuruno⁶ para la simulación con elementos finitos de la deformación del ligamento cruzado anterior (LCA) que fue modelado con un comportamiento hiperelástico transversalmente isótropo. Los resultados que se obtuvieron en ese trabajo presentaban una distorsión excesiva de la malla en la inserción femoral y como consecuencia de ello, la distribución de tensiones obtenida no era fisiológica. Este método también ha sido empleado por otros autores para forzar las tensiones residuales en vasos sanguíneos^{7,1,2,8}. Un anillo arterial diseccionado y libre de cargas se abre si es cortado en su dirección radial, esta configuración es usualmente considerada como el estado libre de tensiones. A esta configuración se le aplica una deformación circunferencial hasta alcanzar la configuración libre de cargas totalmente compatible. Para una explicación más detallada de esta metodología se puede consultar por ejemplo las referencias 9 o 10.

Gardiner *et al.*⁴ presentaron una metodología diferente que supone conocida la distribución de la deformación inicial en el ligamento; dicha información puede ser obtenida mediante ensayos experimentales de forma aproximada. Con este objetivo, diseccionaron el ligamento lateral interno (LLI) de sus inserciones femoral, tibial y meniscal y mediante un sistema de marcadores determinaron el acortamiento en diferentes puntos hasta llegar a la configuración libre de tensiones. Otras medidas de deformación “in situ” han sido también realizadas en otros ligamentos de la rodilla, mostrando en cada uno de ellos una clara inhomogeneidad. Fleming *et al.*¹¹, Fox *et al.*¹², Beynnon y Fleming¹³ midieron la deformación inicial en la banda antero-medial del LCA.

Debido al comportamiento no lineal de estos tejidos y a la distribución no-uniforme de las tensiones residuales, una introducción incorrecta de la pretensión en los modelos computacionales de las estructuras biológicas como los ligamentos puede dar lugar a errores de gran magnitud en los resultados de distribución de tensiones (normalmente una subestimación de las mismas)¹⁴.

La articulación de la rodilla es una de las articulaciones más ampliamente estudiada debido a la elevada incidencia de lesiones en la misma. Se han desarrollado numerosos y extensos trabajos experimentales para estudiar la biomecánica de la rodilla¹⁵⁻¹⁹. Sin embargo, y a pesar de la gran cantidad de investigaciones realizadas sobre la función de los ligamentos, el papel específico de cada uno de ellos en el mantenimiento de la estabilidad de la rodilla, así como las causas y el efecto de las distintas lesiones ligamentosas o la eficiencia de los diferentes procedimientos de reconstrucción de ligamentos, no son aún suficientemente comprendidas. Los modelos de elementos finitos pueden proporcionar un mayor conocimiento del comportamiento mecánico de muchos tejidos biológicos, que por otra parte, muy difícil o imposible de obtener mediante ensayos experimentales.

Inicialmente en la mayoría de los estudios computacionales sobre los ligamentos de la rodilla, éstos se modelan con representaciones unidimensionales^{20,17,21-23}. Este modelado permite predecir de forma correcta la cinemática de la articulación, pero es incapaz de predecir el campo de tensiones y deformaciones no-uniforme que aparece en los mismos. Más recientemente, otros investigadores han desarrollado modelos 3D de los ligamentos tratándolos como un continuo, lo que permite obtener la distribución de tensiones y deformaciones en todo el ligamento. Por ejemplo, para el LCA existen estudios de Hirokawa y Tsuruno⁶, Pioletti *et al.*²⁴, Song *et al.*²⁵ y Limbert *et al.*²⁶; para el ligamento LLI se puede citar el estudio de Gardiner y Weiss²⁷ y para los principales ligamentos de la rodilla en su conjunto el de Peña *et al.*²⁸.

Por lo que los autores conocen, no existen estudios en la literatura que analicen el papel de la pretensión de los ligamentos en la flexión completa de la articulación de la rodilla incluyendo los principales ligamentos de la misma (tendón rotuliano, cruzado anterior y posterior, lateral interno y externo). El principal objetivo de este artículo es analizar la influencia de las deformaciones iniciales en el comportamiento biomecánico de la articulación durante la flexión de la rodilla. Para simular la flexión de la articulación hasta 60° se emplea un modelo tridimensional de la rodilla desarrollado previamente por los autores²⁸ al que se le aplican diferentes deformaciones iniciales con el objetivo de estudiar su influencia en el comportamiento de la articulación.

MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

En este trabajo se emplea un modelo de elementos finitos desarrollado previamente. Inicialmente fue empleado para analizar el papel de los meniscos y ligamentos en la estabilidad y transmisión de cargas de la rodilla²⁸, para estudiar el efecto de las meniscectomías en la biomecánica de la articulación^{29,30}, para analizar el efecto de las lesiones ligamentosas³¹ y para analizar el efecto de la rigidez y pretensión de la plastia en la reconstrucción del ligamento LCA³². Los datos geométricos se obtuvieron a partir de Imágenes de Resonancia Magnética (MRI) de una mujer sin patología aparente. El extremo distal del fémur y proximal de la tibia y peroné, la rótula, cartílagos articulares y ligamentos (tendón rotuliano, cruzado anterior y posterior y lateral interno y externo) se reconstruyeron de forma manual. En todas las simulaciones realizadas se ha empleado el software comercial ABAQUS v.6.2 [referencia 33].

Debido a que la rigidez del hueso es varios órdenes de magnitud superior a la de los principales tejidos blandos de la articulación y que este estudio se centra en el comportamiento

de éstos últimos, los huesos han sido modelados como rígidos (Figura 1). El cartílago ha sido modelado como elástico lineal e isótropo con un módulo elástico de $E = 9$ MPa y coeficiente Poisson $\nu = 0,46$ [referencias 23 y 34]. Los ligamentos se han considerado hiperelásticos transversalmente isótropos, representados por la función densidad de energía descrita en la sección siguiente.

Las inserciones de los ligamentos se modelaron mediante una hilera de elementos en los extremos proximal y distal, considerados como material elástico lineal, cuyas propiedades corresponde a hueso²⁷. Se han definido doce zonas potenciales de contacto³⁵: cinco entre los ligamentos (tendón rotuliano y ligamentos cruzado anterior y posterior, lateral interno y externo) y fémur, cinco entre los mismos ligamentos y la tibia, uno entre los ligamentos cruzados y finalmente uno entre el cartílago de la rotula y el fémur. La flexión de la articulación se aplica a través de la imposición de los desplazamientos y giros relativos del fémur respecto de la tibia que fueron obtenidos previamente por Lafortune³⁶.

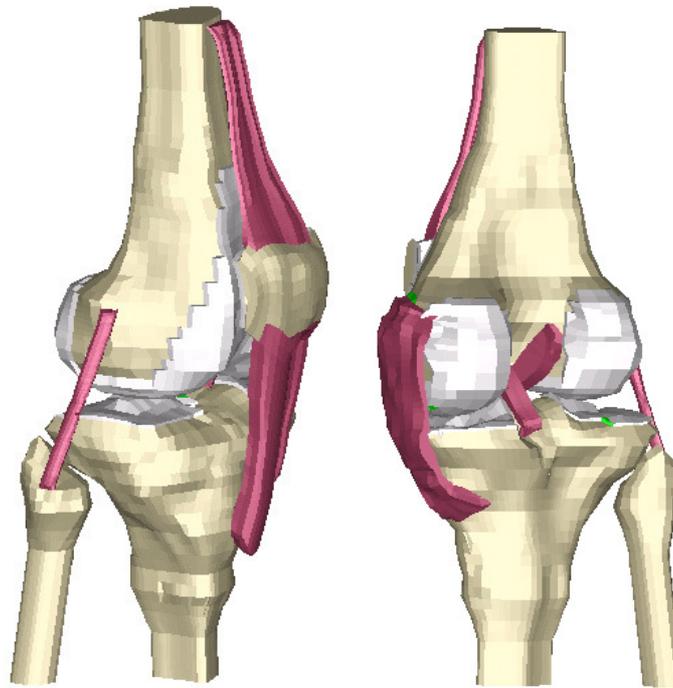


Figura 1. Modelo de elementos finitos de la articulación de la rodilla

MODELO CONSTITUTIVO DE LOS LIGAMENTOS

El modelo de comportamiento del ligamento que se ha utilizado es el de un material hiperelástico transversalmente isótropo debido, fundamentalmente, a la presencia de una familia de fibras con una dirección preferencial en la dirección longitudinal del mismo. Dicho modelo de comportamiento se define a partir de la función densidad de energía de deformación propuesta inicialmente por Weiss³⁷, donde se considera el material cuasi-incompresible y formado por la sustancia fundamental y las fibras de colágeno

$$\Psi(\mathbf{C}) = \Psi_{vol}(J) + \Psi_{iso}^m(\bar{\mathbf{C}}) + \Psi_{iso}^f(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0) \quad (1)$$

donde Ψ_{iso}^m representa la contribución desviadora de la matriz o sustancia fundamental, Ψ_{iso}^f la contribución de las fibras y Ψ_{vol} es una función de penalización empleada para forzar la cuasi-incompresibilidad, y que toma la forma $\Psi_{vol} = \frac{1}{D}(\ln(J))^2$ [referencia 27], siendo D el inverso del módulo de compresibilidad y J el jacobiano de la deformación $J = \det \mathbf{F}$. Para la contribución de la matriz se considera un modelo Neo-Hookeano $\Psi_{iso}^m = C_1(\bar{I}_1 - 3)$, C_1 es la constante de dicho modelo y \bar{I}_1 el primer invariante del tensor de Cauchy-Green por la derecha modificado $\bar{\mathbf{C}} = J^{-\frac{2}{3}} \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ [referencia 37]. La forma de la función densidad de energía desviadora asociada a las fibras de colágeno Ψ_{iso}^f se elige en base a observaciones experimentales de la respuesta mecánica del colágeno. De tal manera que se considera que las fibras sólo trabajan a tracción y la relación tensión-alargamiento $(\sigma - \lambda)$ es aproximada mediante un tramo inicial exponencial seguido de una función lineal. Las derivadas de la función densidad de energía de deformación asociada a las fibras $\lambda \frac{\partial \Psi_\lambda}{\partial \lambda}$ se expresan de la forma siguiente³⁷

$$\begin{aligned} \lambda \frac{\partial \Psi_\lambda}{\partial \lambda} &= 0 & \lambda < 1 \\ \lambda \frac{\partial \Psi_\lambda}{\partial \lambda} &= C_3(e^{C_4(\lambda-1)} - 1) & \lambda < \lambda^* \\ \lambda \frac{\partial \Psi_\lambda}{\partial \lambda} &= C_5\lambda + C_6 & \lambda > \lambda^* \end{aligned} \quad (2)$$

donde $\lambda^2 = \mathbf{a} \cdot \mathbf{a} = \mathbf{a}_0 \cdot \bar{\mathbf{C}} \cdot \mathbf{a}_0$ es el cuadrado del alargamiento de las fibras; \mathbf{a}_0 la dirección de las fibras en la configuración de referencia; λ^* el alargamiento al cual se produce la transición de la curva de exponencial a lineal y que corresponde al instante en el cual todas las fibras de colágeno se encuentran alineadas en la dirección de la carga; C_3 escala la función exponencial; C_4 está relacionado con la velocidad de alineamiento de las fibras; y C_5 es el módulo elástico de las fibras de colágeno totalmente alineadas.

Los parámetros de material para el estado libre de tensiones fueron adaptados de Gardiner y Weiss²⁷ para el ligamento lateral interno y externo (LLE) y de las curvas experimentales de Butler *et al.*³⁸ para el ligamento cruzado anterior y posterior (LCP) y tendón rotuliano (TR), dichos parámetros son incluidos en el Tabla I

| | C_1 | C_2 | C_3 | C_4 | C_5 | λ^* | D |
|-----|-------|-------|--------|--------|---------|-------------|---------|
| MCL | 1.44 | 0.0 | 0.57 | 48.0 | 467.1 | 1.063 | 0.00126 |
| LCL | 1.44 | 0.0 | 0.57 | 48.0 | 467.1 | 1.063 | 0.00126 |
| ACL | 1.95 | 0.0 | 0.0139 | 116.22 | 535.039 | 1.046 | 0.00683 |
| PCL | 3.25 | 0.0 | 0.1196 | 87.178 | 431.063 | 1.035 | 0.0041 |
| PT | 2.75 | 0.0 | 0.065 | 115.89 | 777.56 | 1.042 | 0.00484 |

Tabla I. Parámetros de material para el ligamento en el estado libre de tensiones (MPa)

IMPOSICIÓN DE LAS DEFORMACIONES INICIALES

Esta metodología fue propuesta inicialmente por Weiss *et al.*³⁹ y empleada por Gardiner y Weiss²⁷. Para describir la configuración real de la deformación del material, incluyendo los efectos de la deformación debida a las tensiones iniciales, se introducen tres configuraciones: a) la configuración libre de tensiones (Ω_{sf}), b) el estado de referencia (correspondiente al ligamento en su inserción natural) (Ω_0) y c) la configuración actual (tras la deformación producida por el movimiento de la articulación) (Ω_t). Se supone que el gradiente de deformación total correspondiente a la configuración actual \mathbf{F}_r admite una descomposición

multiplicativa $\mathbf{F}_r = \mathbf{F}\mathbf{F}_0$, donde \mathbf{F}_0 representa el gradiente de deformación correspondiente a las deformaciones iniciales y, por tanto, al estado de referencia y \mathbf{F} es el gradiente de deformación resultado de la aplicación de las cargas exteriores sobre el estado de referencia Ω_0 , Figura 2.

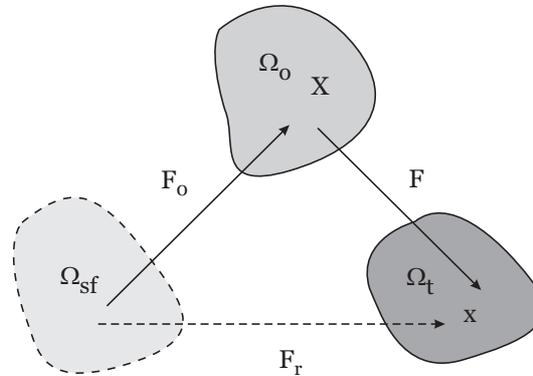


Figura 2. Descomposición multiplicativa del gradiente de deformación total

Las tensiones iniciales en el estado de referencia, $\boldsymbol{\sigma}_0$, y las totales, $\boldsymbol{\sigma}$, se definen para materiales hiperelásticos en la forma estándar

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J} \mathbf{F}_r \left[\frac{\partial \Psi_{\Omega_{sf}}(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \Big|_{\mathbf{C}=\mathbf{C}_r} \right] \mathbf{F}_r^T \quad (3)$$

donde $\Psi_{\Omega_{sf}}$ es la función densidad de energía definida respecto de la configuración libre de tensiones.

En el caso de ligamentos y tendones, Weiss *et al.*³⁹ proponen una forma sencilla de obtener \mathbf{F}_0 , midiendo en diferentes puntos la variación de longitud en la dirección de las fibras del tejido. Con esta información se puede calcular λ_0 , el alargamiento de las fibras en la configuración de referencia. Esta información es suficiente para determinar \mathbf{F}_0^* en un sistema de coordenadas (*) alineado con la dirección de las fibras \mathbf{a}_0 , suponiendo que \mathbf{F}_0^* corresponde a un alargamiento longitudinal en la dirección de las fibras y que el material es incompresible, caso habitual en tejidos biológicos blandos.

$$[\mathbf{F}_0^*] = \begin{bmatrix} \lambda_0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda_0}} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{\sqrt{\lambda_0}} \end{bmatrix} \quad (4)$$

Nótese que \mathbf{F}_0^* debe ser transformado al sistema global de coordenadas aplicando un cambio del sistema de referencia adecuado¹⁴.

Las deformaciones iniciales en ligamentos de articulaciones como la rodilla están en el rango de 3 ÷ 5%. Blankevoort y Huijkes¹⁷, en base a la comparación de la cinemática de su modelo numérico de la rodilla y resultados experimentales, concluyeron que el LCP y el LLE no se encuentran pretensionados, que el LCA está más pretensionado en su parte posterior que anterior y que el LLI está más pretensionado en su parte medial y posterior, presentando en ambos casos, una distribución no uniforme de las deformaciones iniciales. Sin embargo, en la mayoría de los estudios que consideran los ligamentos con pretensión inicial ésta es constante y de valor entorno a 3% en el caso del LCA [referencias 25 y 40]. Únicamente Gardiner y Weiss²⁷ consideraron una distribución no uniforme de la deformación inicial en el LLI en simulaciones de dicho ligamento de forma aislada.

| | LCA | | LLI | | |
|--------|------|------|-------|-------|-------|
| | aLCA | pLCA | aLLI | mLLI | pLLI |
| Caso A | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 | 0.0 |
| Caso B | 0.01 | 0.01 | 0.06 | 0.06 | 0.06 |
| Caso C | 0.03 | 0.03 | 0.06 | 0.03 | 0.015 |
| Caso D | 0.01 | 0.03 | 0.015 | 0.03 | 0.06 |
| Caso E | 0.03 | 0.01 | 0.06 | 0.06 | 0.015 |
| Caso F | 0.03 | 0.06 | 0.015 | 0.06 | 0.06 |
| Caso G | 0.06 | 0.03 | 0.015 | 0.06 | 0.03 |
| Caso H | 0.06 | 0.08 | 0.03 | 0.06 | 0.015 |
| Caso I | 0.08 | 0.06 | 0.015 | 0.015 | 0.06 |

Tabla II. % Deformación inicial de los ligamentos en el análisis de sensibilidad (%) [17]

En este trabajo se han realizado dos estudios diferentes. En primer lugar, se realiza un estudio de sensibilidad aplicando distribuciones de deformación inicial diferentes durante la flexión de la rodilla, dicho estudio se realiza únicamente para el LCA y el LLI, ya que el LCP y LLE están sometidos a valores despreciables de pretensión inicial. Las distribuciones de tensiones iniciales consideradas se encuentran definidas en el Tabla II, con la siguiente nomenclatura: a) parte anterior del ligamento; p) parte posterior del ligamento y m) parte medial del ligamento. Debido a que el comportamiento de los ligamentos pasa de exponencial a lineal para alargamientos superiores a λ^* , véase (2), es importante estudiar el efecto de las deformaciones iniciales por encima o por debajo de este valor λ^* . El objetivo de este estudio es comprender y analizar la influencia de la pretensión en el estado tensional del ligamento, considerando pretensión inicial homogénea y no homogénea, fisiológica y no fisiológica. En el segundo estudio, se calcularon las distribuciones de tensiones y deformaciones durante la flexión de la articulación sin y con deformaciones iniciales fisiológicas, concretamente se tomaron las propuestas por Blankevoort y Huijskes¹⁷ y que han sido incluidas en el Tabla III. En este segundo estudio se pretende analizar el estado tensional real de los ligamentos aplicando la pretensión inicial fisiológica y compararla con los resultados que se obtienen cuando dicha pretensión inicial no es considerada, analizando los errores que pueden cometerse al no ser incluida en las simulaciones.

| aLCA | pLCA | LCP | aLLE | pLLE | aLLI | mLLI | pLLI |
|------|------|-----|------|------|------|------|------|
| 0.03 | 0.1 | 0.0 | 0.0 | 0.08 | 0.03 | 0.04 | 0.04 |

Tabla III. % Deformación inicial fisiológica de los ligamentos (%)

RESULTADOS

Para una correcta comprensión del efecto de las deformaciones iniciales en la biomecánica de la articulación, los resultados han sido divididos en dos partes. Primero, se muestran los resultados para diferentes distribuciones de deformaciones iniciales para el el LCA y LLI, haciendo especial énfasis en la distribución de tensiones y deformaciones resultantes tras la flexión. Finalmente, se muestran los resultados obtenidos para la articulación de la rodilla sin y con deformaciones iniciales fisiológicas.

Análisis de sensibilidad de la influencia de la distribución de la deformación inicial

En el LCA según se considere con o sin deformación inicial, aparecen diferencias significativas en la tensión principal máxima (Figura 3). Sin deformaciones iniciales, la tensión principal máxima tiene lugar en la inserción femoral y en la parte anterior del LCA, con un valor cercano a 10 MPa. La parte posterior de la inserción tibial se encuentra relajada con una tensión de compresión de -4 MPa (Figura 3a). Este mismo ligamento con una deformación inicial constante da lugar a una distribución similar de tensiones, sin embargo la tensión principal máxima alcanza valores mayores, alcanzando en la parte anterior del ligamento valores medios de 15 y 20 MPa para una deformación inicial de 0,01 y 0,03 respectivamente (Figuras 3b, c).

Si la deformación inicial se considera no uniforme, esta tendencia se modifica. Para una deformación inicial de 0,01 en la parte anterior y 0,03 en la parte posterior, la tensión principal máxima en la región anterior fue de 5.7 MPa, mientras que en la inserción femoral tuvo un valor de 15.5 MPa. Por el contrario, para una deformación inicial de 0,03 en su parte anterior y de 0,01 en su parte posterior, la tensión principal máxima en los mismos lugares fue de 10.6 y 13 MPa respectivamente (Figuras 3d, e). La Figura 3f muestra la distribución de tensión principal máxima para una deformación inicial de 0,03 en su parte anterior y 0,06 en su parte posterior. En este caso, las tensiones principales máximas tuvieron lugar en la parte distal posterior del LCA con una media de 20 MPa, estando la parte posterior mucho más tensionada que la anterior. Para la situación inversa, una deformación inicial de 0,06 en su parte anterior y 0,03 en su parte posterior, las máximas tensiones aparecen en la banda anterior del LCA con un valor de 25 MPa en toda la banda, excepto en la inserción femoral donde dichas tensiones alcanzaron 15 MPa (Figura 3g). Para una deformación de 0,06 en su parte anterior y 0,08 en su parte posterior, el modelo predice una tensión principal máxima de 25 MPa en su parte anterior y 20 MPa en su parte posterior. Cabe destacar que en este caso, en ningún punto se presentan tensiones de compresión (Figura 3h). Por último, la Figura 3i muestra la distribución de tensión principal máxima para el caso contrario, donde se introduce una deformación inicial de 0,08 en la zona anterior y de 0,06 en la zona posterior del ligamento. En este caso, la tensión principal máxima fue de 35 MPa en la parte anterior distal del ligamento y una tensión principal máxima de compresión de valor -1 MPa en la parte anterior de la inserción tibial.

Si este estudio se realiza para el LLI, de nuevo se obtienen resultados similares. Sin pretensión inicial, la tensión principal máxima tiene lugar en la parte distal anterior del LLI con un valor medio de 19 MPa (Figura 4a). La banda posterior del LLI aparece fundamentalmente a compresión con un valor de -5 MPa. La Figura 4b muestra los resultados correspondientes a una deformación inicial de 0.06 constante en todo el ligamento. Al igual que en el LCA, la distribución de tensiones obtenida es equivalente a aquella sin deformación inicial pero con valores mayores, con una tensión principal máxima en la parte anterior distal de 32 MPa. Cuando la deformación inicial se define en la parte anterior del ligamento, la cual se encuentra tensionada durante todo el rango de flexión, la tensión principal máxima es muy elevada, 51.2 MPa (Figuras 4c, e). Para una deformación inicial de sólo 0,015 en esta región, la tensión principal máxima disminuye a 14 MPa.

La flexión de la rodilla sin y con deformación inicial fisiológica

Los resultados obtenidos en este análisis muestran que la deformación durante la flexión está distribuida no uniformemente para todos el rango de flexión (Figura 5). El ligamento con mayores alargamientos es el LLI, donde la deformación de las fibras estuvo comprendida entre -5% y 5% dependiendo de la región del ligamento. Con un incremento de la flexión, esta deformación disminuye en la parte posterior y central del LLI, mientras que permanece relativamente constante en su parte anterior. La tensión principal máxima tiene lugar en

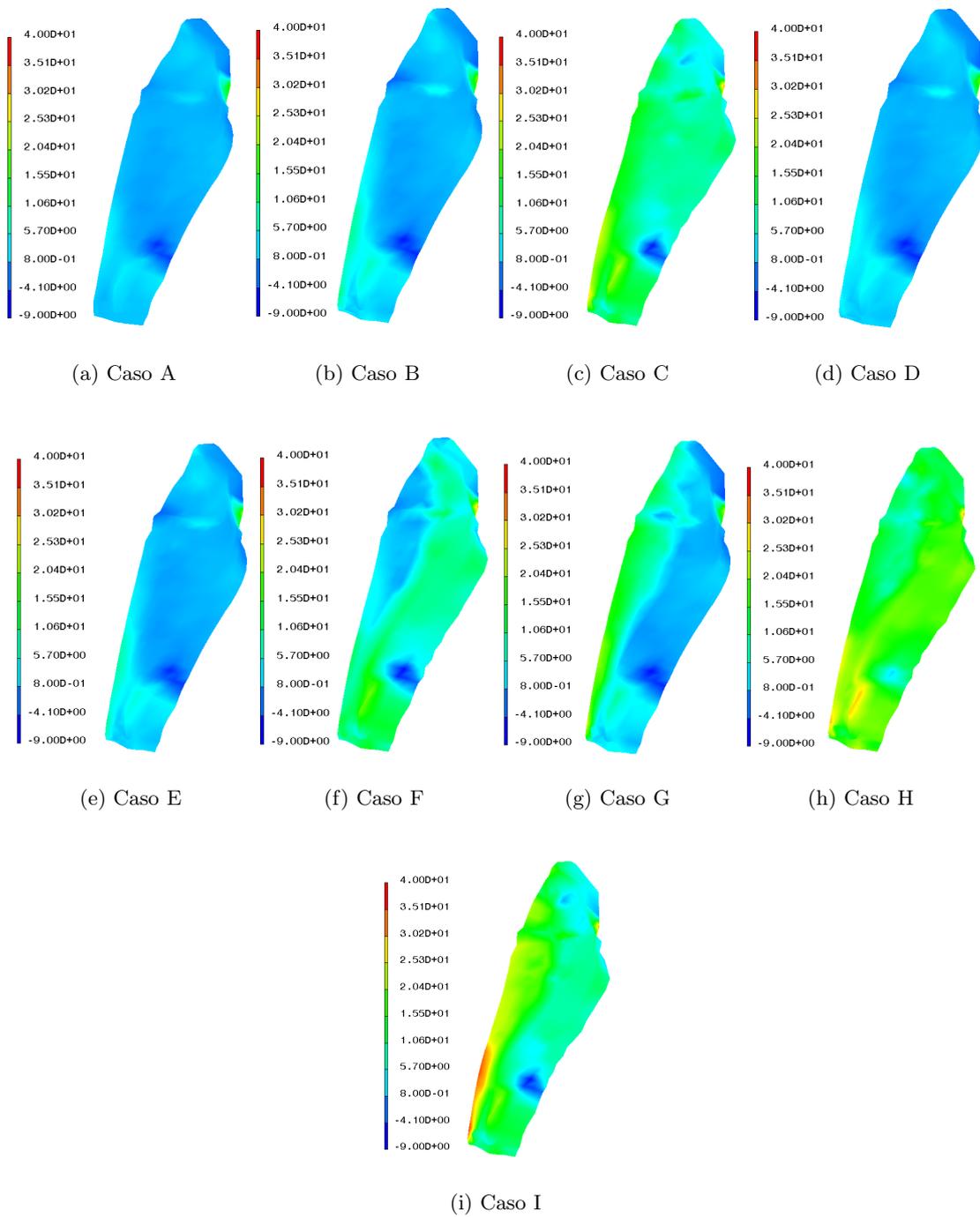


Figura 3. Comparación de la tensión principal máxima para diferentes distribuciones de deformación inicial en el LCA a 60° de flexión (MPa)

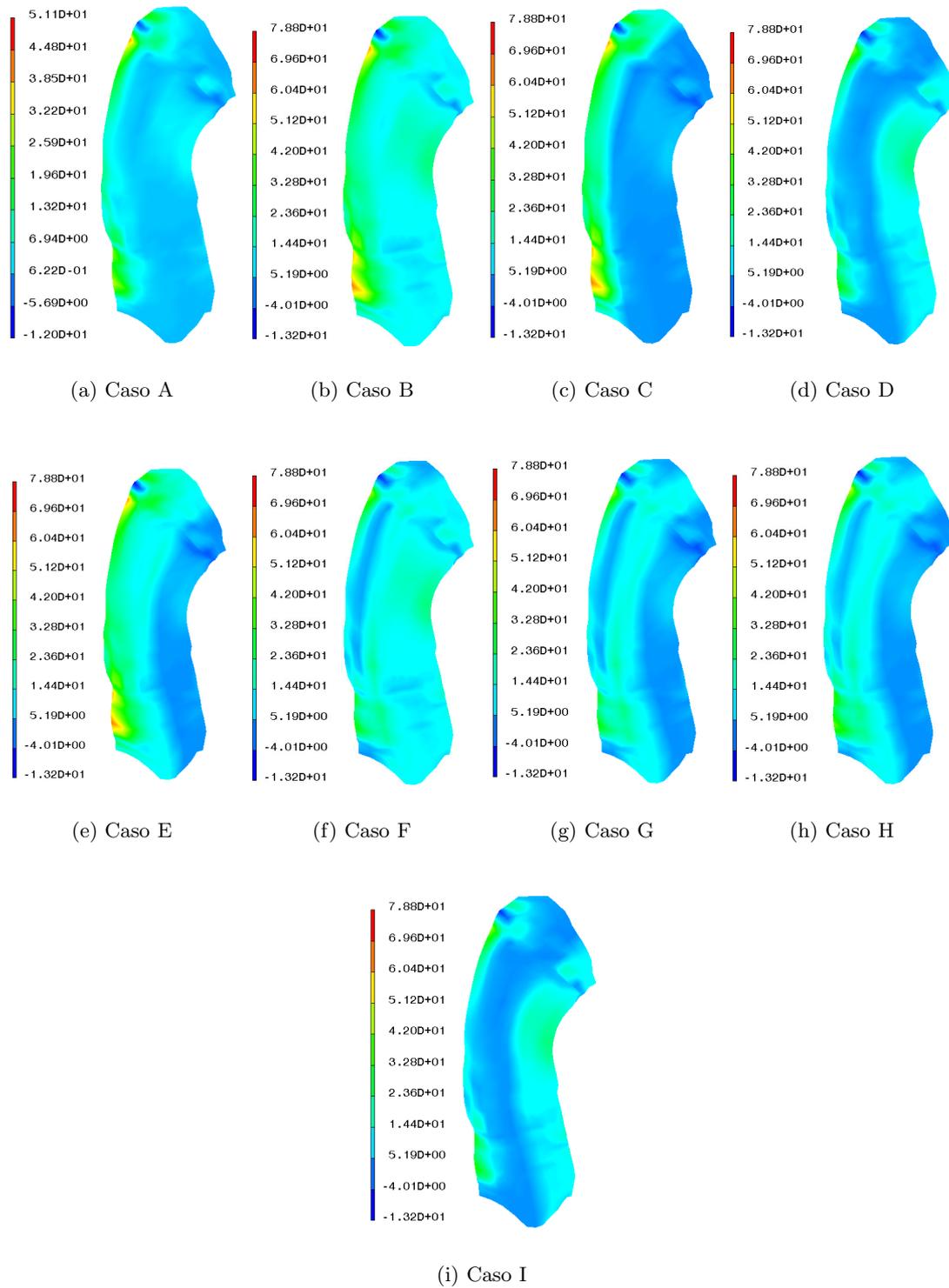


Figura 4. Comparación de la tensión principal máxima para diferentes distribuciones de deformación inicial en el LLI a 60° de flexión (MPa)

la parte anterior de la inserción femoral del LLI con valores de 17 y 30 MPa sin y con deformaciones iniciales (Figura 6b y Figura 7b).

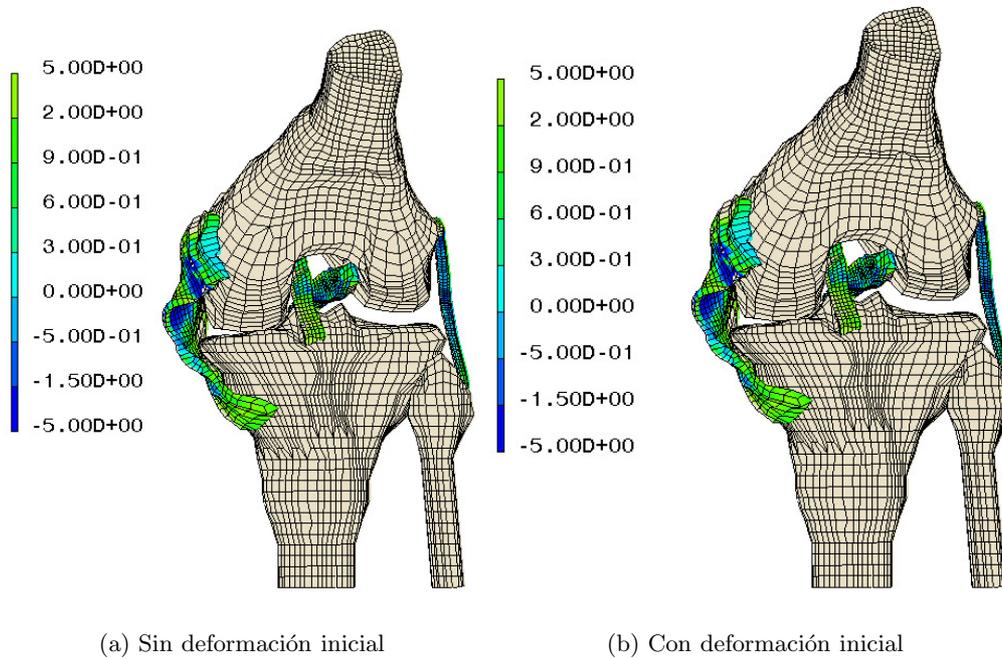


Figura 5. Resultados en % de la deformación de las fibras a 60° de flexión

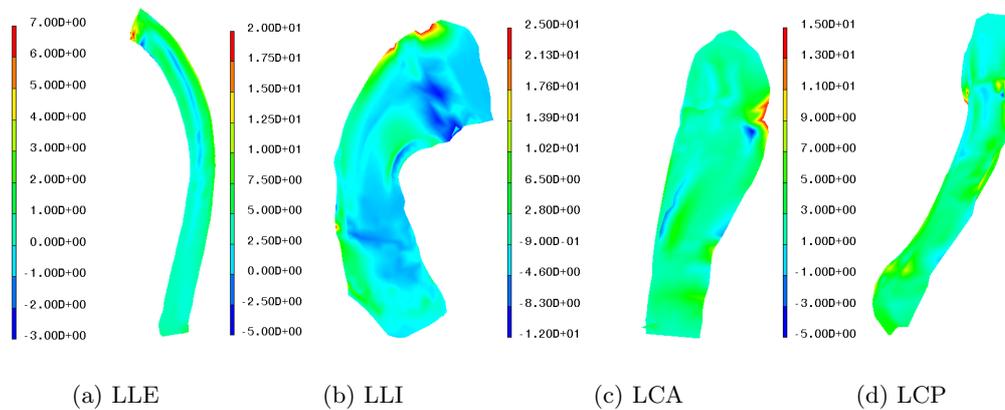


Figura 6. Tensión principal máxima durante la flexión para la rodilla sin deformación inicial de los ligamentos (MPa)

Se presentan también tensiones elevadas en las inserciones del LCA, donde la tensión principal máxima aparece en la parte posterior de la inserción femoral, con un valor medio de 2.45 MPa a 15° de flexión. A 30° de flexión, dicha tensión principal máxima se traslada a la zona antero-lateral del ligamento con un valor de 13 and 15 MPa sin y con deformaciones iniciales respectivamente. Conforme la flexión progresa, la parte antero-medial del LCA es la que alcanza las mayores tensiones (Figura 7c).

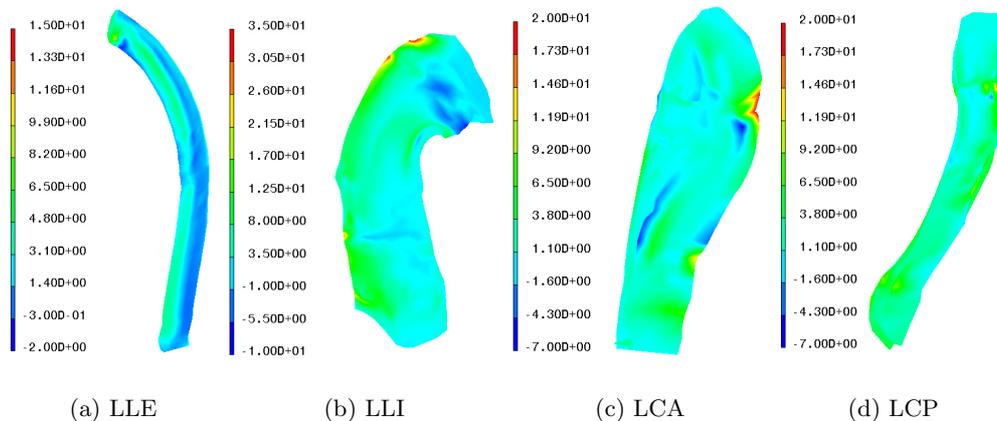


Figura 7. Tensión principal máxima durante la flexión para la rodilla con deformación inicial fisiológica de los ligamentos (MPa)

La parte anterior y la inserción tibial del LCP se encuentran traccionadas con valores de 5 y 7 MPa y de 5 y 10 MPa sin deformación inicial y con deformación inicial respectivamente, (Figura 7), mientras que el resto del ligamento se encuentra relajado. Cuando aparecen fuerzas de compresión en el ligamento, las fibras de colágeno no proporcionan rigidez y la carga de compresión es absorbida por la matriz de sustancia fundamental, lo cual provoca una relajación de la pretensión del ligamento (Figura 7d). Cuando no hay deformación inicial se presenta en el LLE, el cual se encuentra fundamentalmente comprimido durante la flexión excepto su inserción femoral (Figura 6a), una tensión principal máxima de 5 MPa en su inserción femoral y -2 MPa en su inserción tibial. Por el contrario, el LLE se encuentra totalmente traccionado cuando se aplica una deformación inicial fisiológica en su parte posterior, alcanzando un valor máximo de 11.6 MPa en su inserción femoral y 1.4 MPa en su inserción tibial. El ligamento más traccionado es el tendón rotuliano, que se encuentra uniformemente traccionado con una tensión principal máxima de valor 17.5 MPa en su parte femoral y un valor medio de 6.25 MPa en su parte tibial.

DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Los ligamentos juegan un papel fundamental en la cinemática y dinámica de las articulaciones, especialmente en la estabilidad de la articulación de la rodilla^{41,42}. Sus dos funciones fundamentales en la estabilidad de la articulación son actuar como guía dinámica durante el movimiento de flexión y también como restricción pasiva para prevenir traslaciones y rotaciones no fisiológicas. Una comprensión adecuada del comportamiento de los ligamentos en estado sano y lesionado es de hecho necesaria para modelar la biomecánica completa de la articulación de la rodilla³¹. Debido al comportamiento no lineal de estos tejidos, las deformaciones iniciales o residuales juegan un papel fundamental en la estabilización de la articulación en ausencia de cargas exteriores⁴. Una introducción incorrecta de la pretensión en los modelos computacionales de las estructuras biológicas puede dar lugar a errores de gran magnitud en los resultados de distribución de tensiones (manifestado en una subestimación o sobreestimación de las mismas)¹⁴.

En este trabajo se emplea un modelo de elementos finitos de la articulación de la rodilla desarrollado previamente por los autores²⁸. Dicho modelo ha sido empleado para analizar la influencia de la deformación inicial de los ligamentos en la biomecánica de la articulación. El modelo contempla las principales propiedades fisiológicas y mecánicas de los ligamentos

a través de un modelo constitutivo realista que considera: grandes deformaciones, hiperelasticidad con simetría a través de un modelo transversalmente isótropo asociado a las fibras de colágeno, deformaciones iniciales y cuasi-incompresibilidad.

Debido al reducido número de modelos de elementos finitos tridimensionales de los ligamentos existentes en la bibliografía y a la naturaleza diferente de los estudios presentados, nuestros resultados son difíciles de comparar con otros estudios numéricos^{26,27,6,25}. Hirokawa *et al.*⁶ simuló la flexión del LCA, para obtener la configuración libre de tensiones diseccionaron de sus inserciones un ligamento. Posteriormente, aplicaron la deformación inicial mediante una historia en desplazamientos hasta situar el ligamento en sus posición y posteriormente procedieron a la simulación de la flexión. La tensión principal máxima que ellos obtuvieron a 60° de flexión fue de 20 MPa en la inserción femoral. En este trabajo se ha obtenido una tensión de 12 MPa en la misma localización. Esta diferencia puede explicarse por la distorsión de la malla que aparece en dicha región en el artículo citado. Gardiner *et al.*⁴ y Gardiner y Weiss²⁷ desarrollaron un modelo experimental y de elementos finitos del LLI, con dicho modelo obtuvieron una distribución no uniforme de deformación durante la flexión. La mayores deformaciones tuvieron lugar a 60° de flexión en la parte anterior del LLI. Similares resultados fueron obtenidos en este trabajo, las mayores tensiones y deformaciones ocurrieron a 60° de flexión en la región anterior de la inserción femoral con un valor de 26 MPa. Otros autores emplearon modelos de elementos finitos para simular el comportamiento del ligamento bajo un desplazamiento anterior, pero no simuló la flexión de la articulación^{26,25}. Todos estos modelos de elementos finitos estudian el ligamento de forma aislada sin considerar la interacción entre diferentes ligamentos de la articulación.

Finalmente, y por lo que los autores conocen, no existen estudios en la bibliografía que analicen el papel de la pretensión de los ligamentos en la flexión completa de la articulación de la rodilla incluyendo los principales ligamentos de la articulación (tendón rotuliano, cruzado anterior y posterior, lateral interno y externo). Únicamente Limbert *et al.*⁴⁰ simuló el LCA con y sin pretensión inicial, pero considerando esta pretensión distribuida de forma constante en todo el ligamento. Como se ha mencionado anteriormente, Gardiner y Weiss²⁷ y Hirokawa *et al.*⁶ simuló la flexión del el LLI y el LCA respectivamente, pero sin considerar la influencia de otros ligamentos de la articulación. De sus resultados y de los obtenidos en este trabajo, se puede concluir que la deformación inicial afecta fuertemente a la distribución de tensiones en el LLI, y en menor medida en el LCA.

Pueden observarse diferencias significativas en la tensión principal máxima obtenida para el LCA con y sin deformación inicial. La Figura 3 muestra la distribución de tensiones en la superficie del LCA a 60° de flexión. Es comúnmente aceptado que el LCA está compuesto por dos bandas, este hecho tiene una influencia importante en el patrón de deformación y en la distribución de deformaciones. En particular, la banda antero-medial absorbe la máxima carga durante la flexión de la articulación y se encuentra sometida a las mayores deformaciones durante el ciclo^{41,42}. Este hecho, junto con la pretensión inicial, da lugar a una distribución de tensiones aproximadamente constante durante la flexión, lo cual no aparece en algunos de los ejemplos (Figuras 3d, f, h), debido principalmente a que en estos casos las deformaciones iniciales fueron más altas en la parte posterior del LCA, este efecto es especialmente relevante en la Figura 3f donde la deformación inicial aplicada en la parte posterior es superior a λ^* .

Por otro lado, cuando la deformación inicial en la región anterior es mayor que λ^* , las diferencias en la distribución de tensiones entre la parte anterior y posterior llegan a ser mayores, Figura 3g. Deformaciones iniciales con diferente valor para la parte anterior y medial del ligamento LCA dan lugar a distribuciones de tensiones más uniformes. Este hecho ya fue verificado experimentalmente por Hirokawa *et al.*⁴³. Por el contrario, no hay diferencias relevantes en la distribución de tensiones en los modelos sin deformación inicial y aquellos que tienen un deformación inicial constante en todo el ligamento (Figuras 3a, b, c),

únicamente los valores de la tensión principal máxima fueron diferentes (5.7 MPa y 10.3 MPa respectivamente) (Figura 3a). En el modelo en el cual la deformación inicial constante fue superior a λ^* , las tensiones alcanzan valores muy elevados (25.7 MPa) (Figura 3c). En todos los casos las tensiones más altas fueron observadas en las inserciones tibial y femoral. Las tensiones en la cara medial también fueron más elevadas que en la lateral, así como en la parte anterior que en la posterior.

El LLI presenta un comportamiento similar, donde una deformación inicial constante (Figura 4b) produce una distribución de tensiones equivalente al LLI libre de deformaciones iniciales (Figura 4a), siendo de nuevo la única diferencia el valor de la tensión principal máxima (51.2 y 13.2 MPa respectivamente). La ausencia de deformaciones residuales a extensión completa da lugar a la aparición de tensiones de compresión no fisiológicas en la parte posterior y medial del LLI, como claramente muestra la Figura 4a. Cuando la deformación inicial máxima es aplicada en la parte anterior del ligamento, la cual se encuentra traccionada durante la flexión, la tensión principal máxima alcanza un valor no fisiológico muy elevado (51.2 MPa) (Figuras 4c, e). Las tensiones más elevadas se localizan en todos los casos en la inserción femoral, especialmente en la región anterior de la misma, con valores medios de 26 MPa. Debido a que la deformación principal máxima se aplica en la parte posterior del ligamento LLI, [referencia 27], y que durante la flexión esta parte se relaja, se obtiene una distribución de tensiones más uniforme a 60° de flexión (Figura 4h) efecto que igual sucede en el LLI al que se le aplican las deformaciones iniciales fisiológicas (Figura 7b). Por el contrario, no sucede cuando a los modelos se les aplica una deformación inicial nula o con deformación inicial constante (Figuras 4a, b), donde la parte posterior del LLI se encuentra comprimida en el modelo sin deformación inicial o la tensión es prácticamente nula cuando ésta se define constante para todo el ligamento.

A la hora de interpretar los resultados aquí presentados, se deben tener en cuenta algunas limitaciones del modelo. En primer lugar, los resultados han sido obtenidos para una historia de desplazamientos obtenida por Lafortune³⁶. Sería importante estudiar la flexión de la articulación con la cinemática real de cada espécimen. En segundo lugar, los meniscos no fueron incluidos en el modelo, su efecto sin embargo en este estudio es mínimo ya que el objetivo es comparar la influencia de la deformación inicial en los ligamentos de la rodilla. Por el contrario, si lo que se desease es estudiar el papel de esta pretensión en la estabilidad de la rodilla sería necesario incluirlos²⁸. Finalmente, en este estudio se han empleado propiedades de material de bibliografía y el efecto de su variación no ha sido estudiado.

A pesar de estas limitaciones, podemos concluir que una introducción incorrecta de la pretensión en los modelos computacionales de las estructuras biológicas puede dar lugar a errores de gran magnitud en los resultados de distribución de tensiones, tales como subestimación o sobreestimación de las mismas o una forma de trabajo de las bandas ligamentosas incorrecta. Los resultados aquí obtenidos muestran que la presencia de deformaciones iniciales producen una distribución de tensiones durante la flexión más uniforme y permite que los ligamentos permanezcan tensionados durante todo el rango de la flexión.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer la financiación recibida al Ministerio de Ciencia y Tecnología español a través de los proyectos de investigación DPI2003-09110-C02-01 y DPI2004-07410-C03-01, y al Ministerio de Sanidad español a través de la Red Nacional IM3 (Imagen Médica Molecular y Multimodal, 300++, 2003-2005).

REFERENCIAS

- 1 Y.C. Fung, *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*, Springer-Verlag, (1993).
- 2 H. Chaudhry, B. Bukiet, A. Davis, A. Ritter y T. Findley, "Residual stress in oscillating thoracic arteries reduce circumferential stresses and stress gradient", *J. Biomech.*, Vol. **30**, pp. 57–62, (1997).
- 3 T.J.V. Dyke y A. Hoger, "A new method for predicting the opening angle for soft tissues", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **124**, pp. 347–354, (2002).
- 4 J. Gardiner, J. Weiss y T. Rosenberg, "Strain in the human medial collateral ligament during valgus loading of the knee", *Clin. Orthop. Relat.*, Vol. **R 391**, pp. 266–274, (2001).
- 5 Y.C. Fung, "Biorheology of soft tissues", *Biorheology*, Vol. **10**, pp. 139–155, (1973).
- 6 S. Hirokawa y R. Tsuruno, "Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament", *J. Biomech.*, Vol. **33**, pp. 1069–1077, (2000).
- 7 R. Vaishnav y J. Vossoughi, "Estimation of residual strains in aortic segments", In *Biomedical Engineering II, Recent Developments*, Ed C.W. Hall, Pergamon Press, New York, (1983).
- 8 G.A. Holzapfel, M. Stadler y C.A.J. Schulze-Bauer, "A layer specific three-dimensional model for the simulation of balloon angioplasty using magnetic resonance imaging and mechanical testing", *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. **30**, pp. 753–767 (2002).
- 9 C. Chuong y Y. Fung, "On residual stress in arteries", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **108**, pp. 189–192, (1986).
- 10 J. Humphrey y F.Y.R.K. Strumpf, "A theoretically-based experimental approach for identifying vascular constitutive relations", *Biorheology*, Vol. **26**, pp. 687–702, (1989).
- 11 B. Fleming, B. Beynon, H. Tohyama, R. Johnson, C. Nichols, P. Renström, M. Pope, "Determination of a zero strain reference for the anteromedial band of the anterior cruciate ligament", *J. Orthopaed. Res.*, Vol. **12**, pp. 789–795, (1994).
- 12 R. Fox, C. Harner, M. Sakane, G. Carlin y S. L.-Y. Woo, "Determination of the in situ forces in the human posterior cruciate ligament using robotic technology", *Am. J. Sports Med.*, Vol. **26**, pp. 395–401, (1998).
- 13 B. Beynon, B. Fleming, "Anterior cruciate ligament strain in vivo: A review of previous work", *J. Biomech.*, Vol. **31**, pp.519–525, (1998).
- 14 E. Peña, M.A.M.B. Calvo y M. Doblaré, "On the numerical treatment of initial strains in soft biological tissues", *Int. J. Numer. Meth. Engng.*, Vol. **68**, pp. 836–860, (2006).
- 15 A. Race y A. Amis, "The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament", *J. Biomech.*, Vol. **27**, pp. 13–24, (1994).
- 16 S.L.-Y. Woo, R.E. Dedski, J. Zeminski, S.D. Abramowitch, S.S. Chan y J. Fenwick, "Injury and repair of ligaments and tendons", *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, Vol. **02**, pp. 83–118, (2000).
- 17 L. Blankevoort y R. Huiskes, "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **113**, pp. 263–269, (1991).
- 18 F. Girgis, J. Marshall y A.A. Monajem, "The cruciate ligament of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis", *Clin. Orthop. Relat.*, Vol. **R 106**, pp. 216–231, (1975).
- 19 S.L.-Y. Woo, R. Debski, J. Withrow y M. Janaushek, "Biomechanics of the knee ligaments", *Am. J. Sports Med.*, Vol. **27**, pp. 533–543, (1999).
- 20 M.Z. Bendjaballah, A. Shirazi-adl y D.J. Zukor, "Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces", *Clin. Biomech.*, Vol. **13**, pp. 625–633, (1998).

- 21 B. Beynnon, J. Yu, D. Huston, B. Fleming, R. Johnson, L. Haugh y M. Pope, "A sagittal plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **118**, pp. 227–239, (1996).
- 22 G. Li, J. Gil, A. Kanamori y S.L. Woo, "A validated three-dimensional computational model of a human joint", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **121**, pp. 657–662, (1999).
- 23 T.L.H. Donahue, M.L. Hull, M.M. Rashid y R.C. Jacobs, "A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **124**, pp. 273–280, (2002).
- 24 D. Pioletti y L. Rakotomanana, "Finite element model of the anterior cruciate ligament", *Eur. J. Mech. A/Solids*, Vol. **19**, pp. 749–759, (2000).
- 25 Y. Song, R. Debski, V. Musahl, M. Thomas y S.L.-Y. Woo, "A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation", *J. Biomech.*, Vol. **37**, pp. 383–390, (2004).
- 26 G. Limbert, J. Middleton y M. Taylor, "Finite Element Analysis of the human ACL subjected to passive anterior tibial loads", *Comp. Meth. in Biomech. and Biomedical Eng.*, Vol. **7**, pp. 1–8, (2004).
- 27 J. Gardiner y J. Weiss, "Subjet-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading", *J. Orthopaed Res.*, Vol. **21**, pp. 1098–1106, (2003).
- 28 E. Peña, B. Calvo, M. Martinez, M. Doblaré, "A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint", *J. Biomech.*, Vol. **39**, pp. 1686–1701, (2006).
- 29 E. Peña, B. Calvo, M. Martinez, D. Palanca y M. Doblaré, "Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomy on human knee biomechanics", *Clin. Biomech.*, Vol. **20**, pp. 498–507, (2005).
- 30 E. Peña, B. Calvo, M. Martinez, D. Palanca y M. Doblaré, "Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy? A finite element study", *J. Orthopaed. Res.*, Vol. **24**, pp. 1001–1010, (2006).
- 31 E. Peña, B. Calvo y M. Doblaré, "Biomecánica de la articulación de la rodilla tras lesiones ligamentosas", *Rev. Int. Mét. Num. Cál. Dis. Ing.*, Vol. **22**, pp. 3–17, (2006).
- 32 E. Peña, M. Martinez, B. Calvo, D. Palanca y M. Doblaré, "A Finite Element Simulation of the Effect of Graft Stiffness and Graft Tensioning in ACL Reconstruction", *Clin. Biomech.*, Vol. **20**, pp. 636–644, (2005).
- 33 Hibbit, Karlsson and Sorensen Inc., "Theory Manual", v. **5.8**, HKS inc. Pawtucket, RI, USA., (1999).
- 34 P. Donzelli, R.S. Spilker, G.A. Ateshian y V.C. Mow, "Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlation with tissue failure", *J. Biomech.*, Vol. **32**, pp. 1037–1047, (1999).
- 35 T. Murakami, "The lubrication in natural synovial joints and joint prostheses", *JSME Int. J. Vib. Sy.*, Vol. **33**, pp. 465–474. (1990).
- 36 M.A. Lafortune, P.R. Cavabagh, H.J. Sommer y A. Kalenak, "Three-dimensional kinematics of the human knee during walking", *J. Biomech.*, Vol. **25**, pp. 347–357, (1992).
- 37 J. Weiss, B. Maker y S.Govindjee, "Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity", *Comput. Methods Appl. Mech. Engng.*, Vol. **135**, pp. 107–128, (1996).
- 38 D.L. Butler, M. Sheh, D. Stouffer, V. Samaranayake y M. Levy, "Surface strain variation in human patellar tendon and knee cruciate ligaments", *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. **39**, pp. 38–45, (1990).

- 39 J. Weiss, B. Maker y D. Schauer, "Treatment of initial stress in hyperelastic finite element models of soft tissues", In C. Beaver Creek (Ed.), *ASME Summer Bioengineering Conference*, (1995).
- 40 G. Limbert, M. Taylor y J. Middleton, "Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stresses and stress-free ACL", *J. Biomech.*, Vol. **37**, pp. 1723–1731, (2004).
- 41 F.H. Fu, C.Harner y K.G. Vince, "*Knee Surgery*", Willians and Wilkins, Baltimor, (1994).
- 42 D.M. Daniels, "*Knee Ligaments: Structure, function, injury and repair*", Raven Press, New York, (1990).
- 43 K. Yamamoto, T. Kawada y S. Hirokawa, "Strain distribution using photoelasticity. A direct application to the human ACL", *Med. Eng. Phys.*, Vol. **20**, pp. 161–168, (1998).