

MODELADO DE LA DISTRIBUCIÓN DE TENSIONES GENERADA POR UNA ORTESIS SOBRE LOS TEJIDOS DE LA RODILLA

MODELING THE STRESS DISTRIBUTION GENERATED ON THE KNEE BY AN ORTHOSIS

M. Gastón Alonso^a, Graciela M. Bertolino^a y Alejandro A. Yawny^a

^a*División Física de Metales, CNEA, Avda. Ezequiel Bustillo 9500, 8400 Bariloche, Argentina, CONICET,
Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo, marcelo.alonso@cab.cnea.gov.ar,
<https://fisica.cab.cnea.gov.ar/metales/index.php/es/>*

Palabras clave: Patologías de crecimiento, contacto, rodilla.

Resumen. Durante la etapa de crecimiento pueden ocurrir desviaciones en el eje longitudinal de los miembros inferiores. Para el tratamiento de éstas, es de interés utilizar dispositivos que apliquen fuerzas correctivas de magnitud adecuada y aproximadamente constante en el tiempo. Debido a sus propiedades distintivas en ese sentido, los materiales con memoria de forma se presentan como candidatos con gran potencial, que permitirían mejorar la tasa de corrección alcanzada mediante dispositivos ortopédicos convencionales. El diseño de tales dispositivos requiere establecer cuáles son los esfuerzos máximos tolerables y eficientes para esto. Utilizamos un modelo de elementos finitos para estudiar la distribución de tensiones en la rodilla durante la marcha. Se obtuvo que, durante esta actividad, el cartílago soporta presiones del orden de 8 MPa. Se calculó que la carga ejercida por una ortesis particular no debería superar los 208 N para que la presión sobre el cartílago no exceda estos valores. El ligamento lateral está sometido a un esfuerzo de aproximadamente el doble del valor de la carga aplicada. Esta información es de utilidad para el diseño de ortesis y para estimar la corrección que sería alcanzable con modelos mecanobiológicos actualmente en estudio.

Keywords: Growth pathologies, contact, knee .

Abstract. Deviations may appear in the longitudinal axis of the lower limbs during growth stage. For its treatment, orthotics exerting an adequate, approximately constant force could significantly increase the correction rates achieved with more conventional devices. Shape memory alloys show a high potential for this task. Estimation of the maximum and effective applicable efforts is necessary. We use a finite elements model to study the contact stresses pattern in the knee during walk. A peak contact stress of 8 MPa was estimated for this activity. In order to not surpass this value, it was determined that an orthotic device should not exert a force greater than 208 N for the treatment of a valgus knee deformity. The lateral ligament sustains an effort of approximately twice this value. The information obtained here is useful for design purposes, as well as for the estimation of growth evolution with currently investigated mechanobiological models.

INTRODUCCIÓN

El crecimiento longitudinal de los huesos largos ocurre en una región cartilaginosa situada cerca de sus extremos denominada fisis, placa de crecimiento o placa epifisiaria. Está formada por un conjunto de células denominadas condrocitos, embebidas en una matriz cartilaginosa y organizadas en forma de columnas de aproximadamente 200 células cada una (Hunziker, 1994). La reproducción, crecimiento y posterior osificación de estas células es el principal mecanismo por el cual se produce el crecimiento longitudinal, durante la niñez y hasta finalizar la adolescencia (Bylski-Austrow et al., 2001). Llegada la adultez, la placa de crecimiento se osifica completamente y el crecimiento se detiene. A esto último se lo denomina cierre fisiario (Nilsson y Baron, 2004).

Cuando la velocidad de crecimiento no es lo suficientemente uniforme en toda la placa epifisiaria, pueden originarse una serie de deformidades en el hueso afectado. En particular, las deformidades en las placas epifisarias de la tibia y/o del fémur dan origen a las patologías que se conocen como *genu varo* y *genu valgo*, que consisten en desviaciones laterales de la articulación Peterson (2012). Según el grado de desviación presente, pueden ser de mayor o menor gravedad. En los casos graves, los efectos se evidencian en el corto plazo, como alteraciones de la marcha, trastornos estéticos, etc. En los casos leves, los efectos se evidencian a largo plazo, manifestándose en general como trastornos artrósicos asociados a las distribuciones asimétricas de carga que la propia patología induce sobre la articulación. Por tal motivo, el tratamiento de estas desviaciones reviste gran interés en la práctica médica (Peterson, 2012; Rozbruch y Ilizarov, 2007).

Cuando se detecta una desviación de la rodilla durante la infancia, es posible modificar el patrón de crecimiento en la fisis gracias a que los condrocitos modifican su crecimiento en respuesta a las cargas mecánicas a las que están sometidos (Villemure y Stokes, 2009). En la actualidad, el tratamiento de los casos graves (desviaciones en la articulación mayores a 5°) requiere una intervención quirúrgica, en la que se insertan diversos dispositivos que restringen adecuadamente el crecimiento de la fisis, hasta que la desviación se corrige y es posible retirarlos. En los casos más leves, el tratamiento de la patología se realiza mediante ortesis. La forma tradicional de fabricar estos dispositivos consiste en la obtención de un molde de yeso de la pierna del paciente afectado, alrededor del cual se conforma un material termoplástico. De esta manera se obtiene un dispositivo semi-rígido, que impone un desplazamiento al miembro afectado, de manera tal que se induce una carga mecánica tendiente a corregir el crecimiento anómalo de la fisis (Webster, 2019). Debido a la rigidez de este tipo de dispositivos, a medida que la corrección progresa, dicha carga disminuye, con lo cual la velocidad de corrección disminuye paulatinamente y llega un momento a partir del cual la ortesis no tiene ningún efecto correctivo. Esto tiene fundamentalmente dos consecuencias. La primera, una baja efectividad del método, que hace que en los casos graves no sean aplicables, debido a que no sería posible lograr la corrección buscada antes del cierre fisiario. La segunda, un elevado costo de implementación, debido a que es necesario renovar la ortesis utilizada a medida que disminuye su efectividad.

Cuando el desplazamiento impuesto por una ortesis rígida es igual a la corrección alcanzada, la efectividad del dispositivo se anula. Por otro lado, manteniendo un dado nivel de esfuerzo sería posible seguir desviando la articulación aún después de haber alcanzado la corrección buscada. Si bien existe abundante información para el diseño para ortesis semirrígidas (Webster, 2019), para utilizar una ortesis basada en los materiales con memoria de forma (MMF) en un paciente es necesario primero responder una serie de preguntas que surgen naturalmente por este cambio de

metodología. El desplazamiento máximo que es posible imponer mediante una ortesis semirrígida viene dado por el nivel de dolor o discomfort que el paciente puede tolerar. Surgen así distintos interrogantes: ¿A qué carga se encuentra asociado este desplazamiento? ¿Es posible aplicar una carga equivalente mediante un dispositivo basado en MMF? ¿Esta carga sería efectiva para lograr una corrección del crecimiento? ¿En cuánto tiempo se podría corregir una desviación dada? ¿Los efectos de esta carga se restringirán solamente a la placa epifisiaria o también habrá un efecto sobre otros tejidos?.

En este marco, los MMF exhiben propiedades que podrían resultar de utilidad para la fabricación de ortesis, en particular, el efecto pseudoelástico (Duerig et al., 1999). Esta propiedad es consecuencia de una transformación de fase inducida por tensiones mecánicas, que hace que para materiales como el NiTi sea posible alcanzar deformaciones del orden del 8 % en un ensayo de tracción uniaxial, de manera reversible y a niveles de tensión constante Olbricht et al. (2011). Si bien las razones mecanobiológicas que posibilitan corregir una desviación en este caso son las mismas que justifican la efectividad de ortesis rígidas o semirrígidas, se plantea un cambio en el paradigma de diseño de las mismas. Una ortesis rígida impone un *desplazamiento* sobre la rodilla, en tanto una ortesis basada en MMF aplica un *esfuerzo*.

En este trabajo nos proponemos determinar el nivel de carga máximo que sería posible aplicar sobre la articulación de la rodilla sin que se supere la presión de contacto normal sobre el cartílago articular, en un caso hipotético en que se utiliza una ortesis para tratar una desviación de la rodilla en valgo. Se postula éste como uno de los límites fisiológicos a las cargas aplicadas, debido a que tensiones mayores, aplicadas de manera sostenida mediante una ortesis, podrían estar asociados a un daño irreversible en la articulación. Para ello se compara el efecto de un conjunto de cargas equivalentes a la utilización de una ortesis con la distribución de presiones que puede estimarse a partir de datos de análisis de la marcha disponibles en la bibliografía.

MÉTODO

El presente estudio ha sido particularizado para el conjunto de datos de la marcha publicado por Steele et al. (2010) bajo la denominación *Case_02_model*, correspondientes a un paciente con un patrón de marcha agazapada. El modelo geométrico utilizado se obtuvo a partir del modelo de acceso libre del proyecto Cal Poly Human Motion Biomechanics Lab Knee Joint Finite Element Model (Wangerin, 2020). Esta geometría se modificó mediante Salome Mesh platform (2020) para representar adecuadamente las dimensiones de una articulación infanto-juvenil, Fig. 1. Para ello, se aplicó un factor de escala de 0,75 a la geometría, de forma consistente a lo realizado por Steele et al. (2010) al escalar el modelo utilizado en el análisis de la marcha. Se delimitó además una región de 3 mm de espesor para representar la placa epifisiaria en la zona distal del fémur (Meng y Untaroiu, 2018).

Los ligamentos y tendones más relevantes para el comportamiento mecánico de la articulación se representaron, mediante un conjunto de tres elementos tipo resorte 1D cada uno. Para ello se siguió la metodología propuesta por Trad et al. (2018). Se realizó un análisis de convergencia y, con el objeto de mejorar la tasa de convergencia del problema de contacto asociado, se consideraron variaciones de hasta 10 % en los valores de rigidez de referencia. La fuerza axial en los resortes se

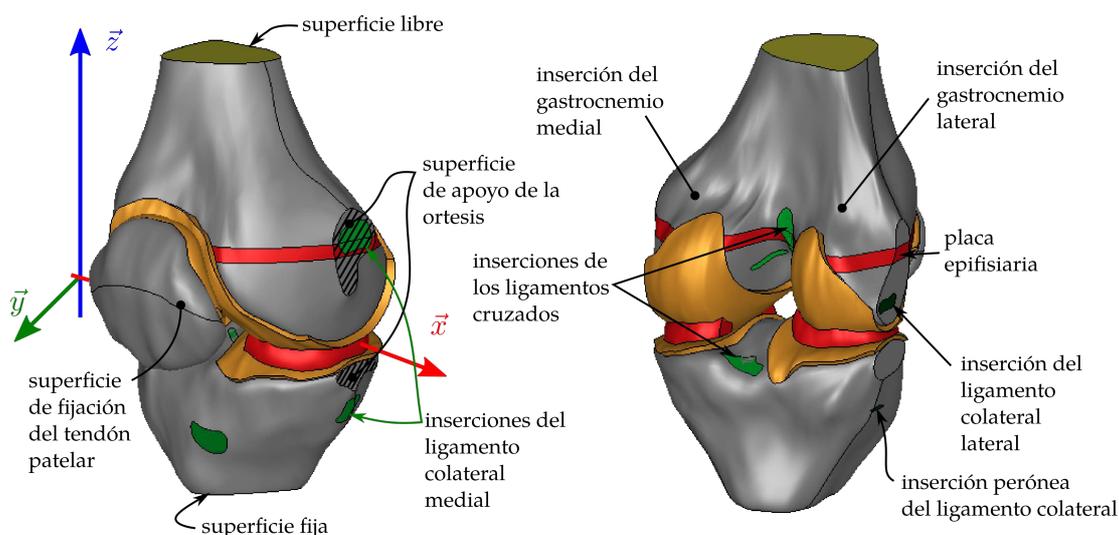


Figura 1: Geometría utilizada para modelar la articulación de la rodilla.

| Elemento | Módulo de Young / Rigidez | ε_1 | ε_0 | Módulo de Poisson | Fuente |
|-----------------------------------|---------------------------|-----------------|-----------------|-------------------|---|
| cartílago articular | 20 MPa | | | 0.45 | (Wangerin, 2020) |
| meniscos | 59 MPa | | | 0.49 | |
| (ligamento cruzado anterior) LCA | 7.5 kN/mm | 0,03 | 0,1 | - | Erdemir y Sibole (2010); Trad et al. (2018) |
| (ligamento cruzado posterior) LCP | 13.5 kN/mm | 0,03 | -0,25 | - | |
| (ligamento colateral lateral) LCL | 4.5 kN/mm | 0,03 | 0,04 | - | |
| (ligamento colateral medial) LCM | 6.0 kN/mm | 0,03 | 0,05 | - | |
| tendón patelar | 30 kN/mm | 0,01 | 0.00 | - | |
| cuernos de meniscos | 2000 N/mm | | | | |

Tabla 1: Propiedades elásticas asignadas a las distintas regiones de la rodilla.

calculó como función de su deformación ε de acuerdo a las expresiones:

$$f = \begin{cases} \frac{1}{4}\kappa\frac{\varepsilon^2}{\varepsilon_1} & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ \kappa(\varepsilon - \varepsilon_1) & \varepsilon > 2\varepsilon_1 \\ 0 & \varepsilon < 0. \end{cases} \quad (1)$$

Aquí, ε_1 es un nivel de deformación de referencia que determina el rango no lineal del comportamiento mecánico, llamando además ε_0 a la deformación inicial del elemento. Se obtuvo cada ligamento vinculando puntos representativos de cada una de las inserciones correspondientes, Fig. 2. Para el ligamento colateral lateral, se definió un conjunto de puntos representativo de la inserción del mismo en el peroné.

Las propiedades mecánicas asignadas a cada una de las regiones del modelo se resumen en la Tabla 1. Debido a la escasez de datos referentes al comportamiento mecánico de la rodilla en pacientes pediátricos, los valores de rigidez para los ligamentos se obtuvieron escalando los valores

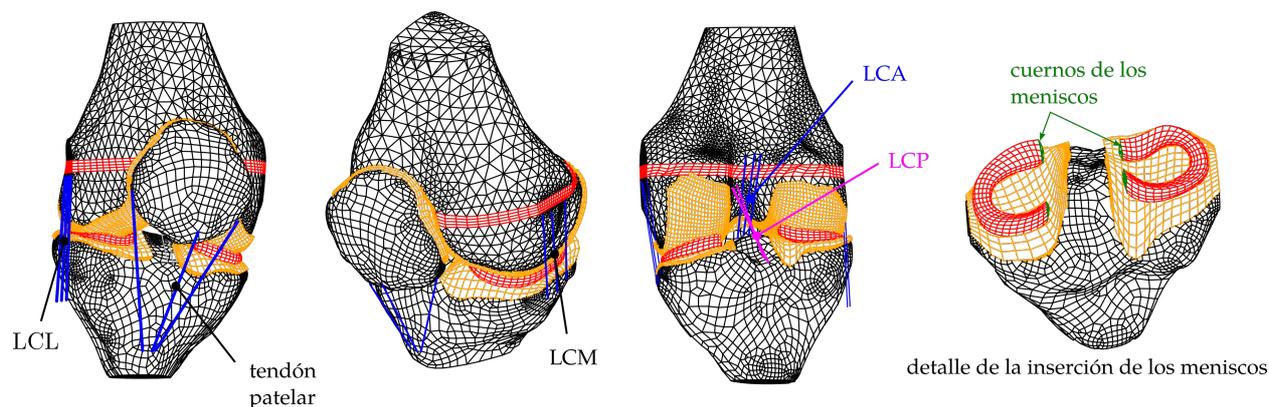


Figura 2: Modelo de elementos finitos generado para una rodilla pediátrica.

de rigidez publicados para adultos, bajo la suposición de que el módulo de Young de estos tejidos es aproximadamente el mismo. Debido a que hay una diferencia de tres órdenes de magnitud entre el módulo de elasticidad del tejido óseo y de los tejidos blandos de la rodilla [Meng y Untaroiu \(2018\)](#), se consideró al fémur, la tibia y la rótula como cuerpos rígidos. De acuerdo a lo sugerido por [Wangerin \(2013\)](#), se aplicó una rigidez equivalente en los cuernos de los meniscos con el objeto de evitar sobre estimar la rigidez de la articulación.

Los cálculos aquí expuestos se realizaron mediante Cast3M [CEA \(2020\)](#). Se realizó un análisis de convergencia con el objeto de alcanzar una resolución en tensiones adecuada manteniendo un costo computacional acotado. Para ello, se refinó el mallado hasta que la tensión máxima calculada no variara en más de 5%. Las superficies articulares y los meniscos se mallaron con hexaedros, teniendo el mallado convergido 810 elementos. Para éstos se utilizó la formulación de elementos lineales incompresibles ICC8 disponible en la plataforma Cast3M. El mallado resultante consta de 107000 elementos lineales, y está compuesto por hexaedros, tetraedros, segmentos y pirámides. Los contactos entre los cartílagos articulares y los meniscos se modelaron en todos los casos como contactos simétricos sin rozamiento.

Con el objeto de mejorar la tasa de convergencia del problema de contacto, se utilizó un método explícito de resolución con paso variable. Se utilizó un método de rigidez aumentada introduciendo un factor de amortiguamiento de 0.02, de acuerdo a lo sugerido por [Wangerin \(2020\)](#).

Condiciones de borde

Estimación de las cargas mecánicas durante la marcha Para la estimación de las presiones de contacto durante la marcha, se incorporaron las cargas mecánicas publicadas como *Case_02* por [Steele et al. \(2010\)](#), Fig. 3. Se consideraron sólo las cargas estimadas para la fase de apoyo del paso, con [OpenSim \(2020\)](#). La dirección de las fuerzas se obtuvo con el plugin *MusclesDirections* ([van Arkel et al., 2013](#)). Los esfuerzos considerados fueron los de los gastrocnemios lateral y medial, aplicados en las inserciones indicadas en la Fig. 1. Se adicionaron las fuerzas correspondientes a los músculos vastos y recto, y la resultante se aplicó en la superficie patelar indicada en la Fig. 1. Se impuso la rotación en torno al eje \vec{x} sobre la superficie indicada como superficie

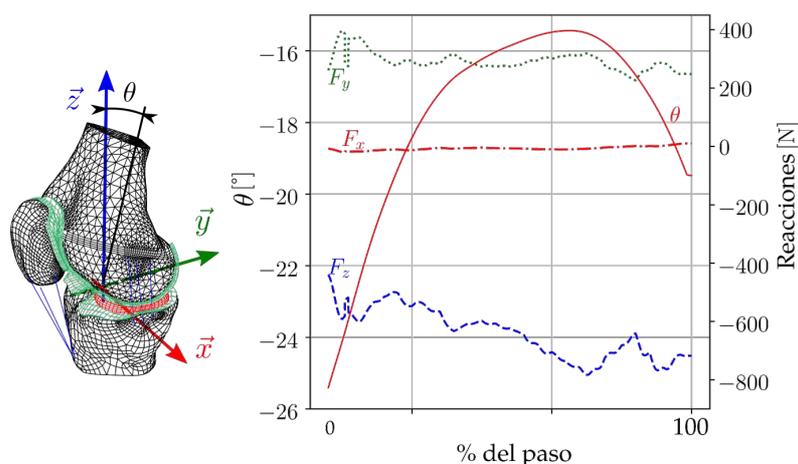


Figura 3: Reacciones exteriores y ángulo de la articulación considerada sobre el modelo de la rodilla Steele et al. (2010).

libre. Los momentos en torno a los ejes \vec{y} y \vec{z} , así como las reacciones articulares estimadas con el plugin *JointReactions* también fueron aplicados sobre esta superficie. Se impusieron condiciones de desplazamiento nulo para la superficie fija de la tibia y para la inserción peronea del ligamento lateral.

Estimación de las cargas mecánicas debidas a una ortesis El conjunto de las cargas mecánicas que aplica una ortesis sobre la rodilla puede reducirse a tres fuerzas, a la manera esquematizada en la Fig. 4 (a) Webster (2019). Dos fuerzas F_1 y F_3 actúan respectivamente en la región proximal y distal del miembro inferior, lo cual en conjunto con la fuerza F_2 , que actúa sobre la rodilla a través de un elemento rígido dan por resultado un momento neto aplicado sobre la articulación. El apoyo en la rodilla, en verde en la Fig. 4 (a) está constituido por un elemento rígido, acolchado para mejorar el grado de confort del paciente. Este sistema de fuerzas se redujo a las condiciones de borde esquematizadas en la Fig. 4 (b). Se consideraron condiciones de desplazamiento nulo impuesto en la denominada superficie fija de la tibia, Fig. 1, en tanto en la zona de apoyo de la ortesis se restringieron los desplazamientos mediante un conjunto de resortes de rigidez equivalente a una almohadilla de goma EVA de módulo de Young de 1 MPa y 5 mm de espesor. Los esfuerzos aplicados fueron una fuerza F_2 variable entre 0 y 250 N, alineada según \vec{x} y un momento M_{eq} que fue calculado como

$$M_{eq} = 190 \text{ mm} \times F. \quad (2)$$

La magnitud de este momento corresponde a suponer que la distancia existente entre el apoyo de la ortesis en la rodilla y la recta de acción de las fuerzas aplicadas sobre la pierna es de 250 mm, siendo la distancia entre el centro de la rodilla y la superficie libre de 60 mm. Dicha distancia fue fijada en base a consideraciones de diseño de la ortesis, basadas en el principio de minimización de las presiones aplicadas frecuentemente utilizado en ortopedia (Webster, 2019).

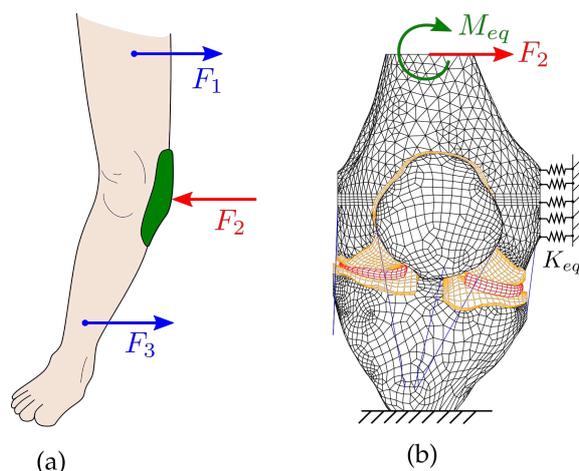


Figura 4: Cargas sobre la rodilla asociadas a una ortesis. (a) Sistema de fuerzas equivalente ejercido por la ortesis. (b) Condiciones de borde equivalentes sobre la articulación. Vista alineada con el eje \vec{y} .

RESULTADOS

En la Fig. 5 se muestra la distribución de presiones sobre el cartílago articular, para cuatro puntos característicos de la fase de apoyo de la marcha. Esta distribución tiene una forma similar a la calculada por otros autores para la rodilla en adultos (Trad et al., 2018). Aunque el problema de contacto en la rodilla ha sido extensamente estudiado para adultos, debido a su relevancia en el desarrollo de patologías tales como la artrosis, muy pocos autores han abordado este problema en niños. Uno de los estudios relevantes que han abordado este problema es el publicado por Sun et al. (2016), quienes analizaron las fuerzas de contacto que aparecen en la rodilla de un niño normal y uno obeso al caminar. Estos autores encontraron presiones de contacto máximas en el orden de $6,65 \pm 0,17$ MPa.

En la Fig. 6a se representa cómo se distribuyen los esfuerzos en los ligamentos, así como la presión de contacto máxima en la superficie articular. Puede observarse que, durante la fase de apoyo, el ligamento que soporta la parte más significativa del esfuerzo aplicado es el ligamento cruzado anterior. La presión de contacto pico calculada en este caso alcanza los 8,32 MPa. Este valor de tensión resulta un 25 % superior al valor medio estimado por Sun et al. (2016) para pacientes pediátricos con marcha normal. Un análisis similar de los datos obtenidos para el caso en que se modela la utilización de una ortesis puede observarse en la Fig. 6b. En este caso, puede verse que la presión máxima sobre la superficie articular es aproximadamente proporcional a la carga aplicada. Por otro lado, se determina que el ligamento lateral soporta una carga que es del orden de dos veces la carga aplicada por la ortesis.

En la Fig. 7 se muestra cómo se distribuye la presión de contacto sobre el cartílago articular cuando se aplica una ortesis. En todos los casos, la presión de contacto es máxima en el lado sobre el cual se aplicó la fuerza, en este caso, sobre el epicóndilo medial. Esto es consistente con la observación de que el valor de tensión es máximo sobre el ligamento lateral. La presión es máxima en la región próxima a los cuernos de los meniscos.

A partir de los valores calculados, puede estimarse la carga ejercida por una ortesis que produ-

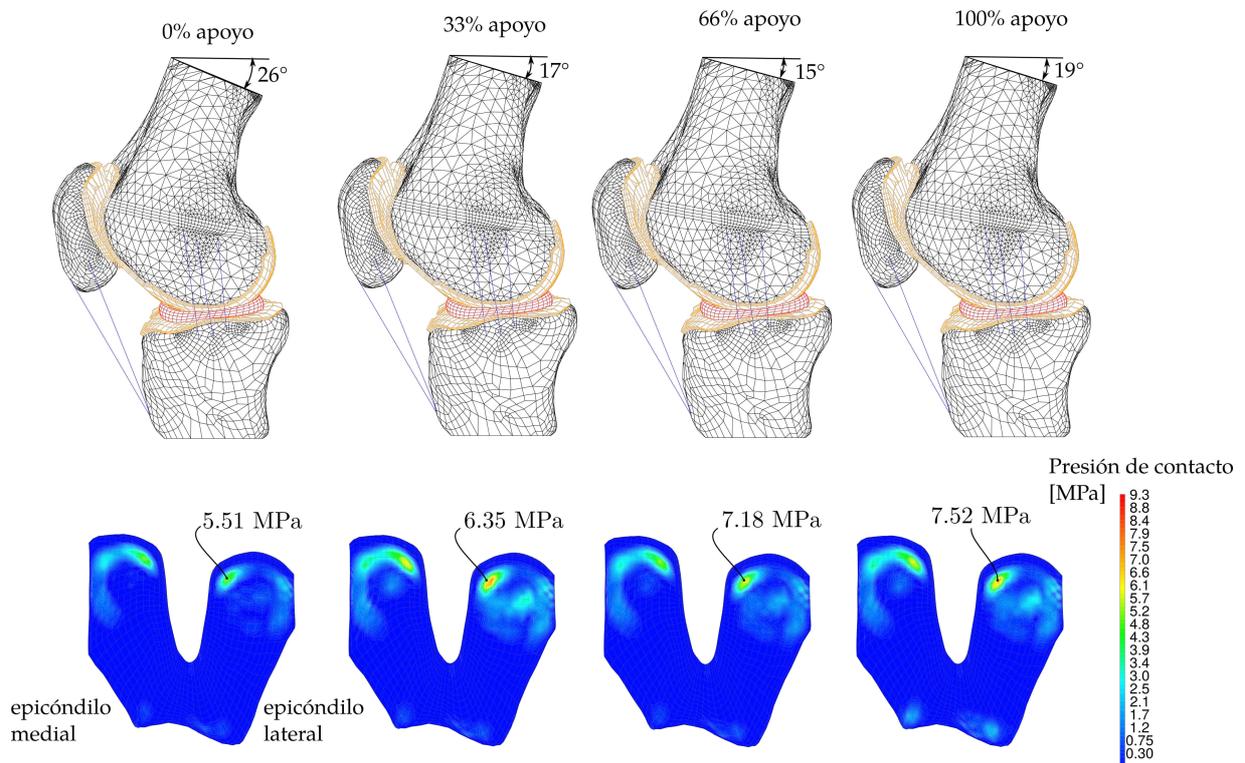


Figura 5: Presiones de contacto calculadas para cuatro puntos relevantes de la fase de apoyo.

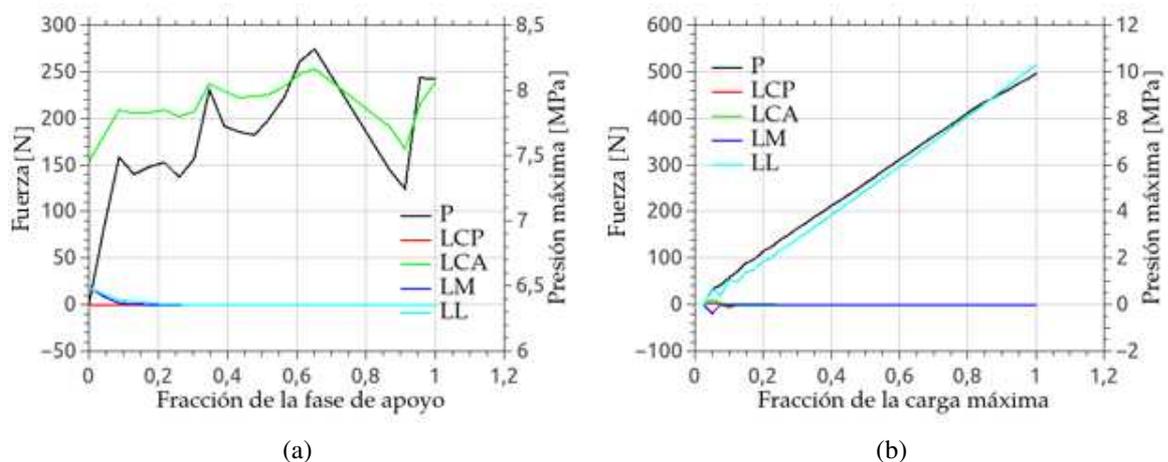


Figura 6: Distribución de esfuerzos en la rodilla. (a) Presión de contacto máxima y cargas soportadas por los ligamentos durante la fase de apoyo de la marcha. (b) Presión de contacto máxima y cargas sobre los ligamentos como función de la fuerza aplicada por una ortesis.

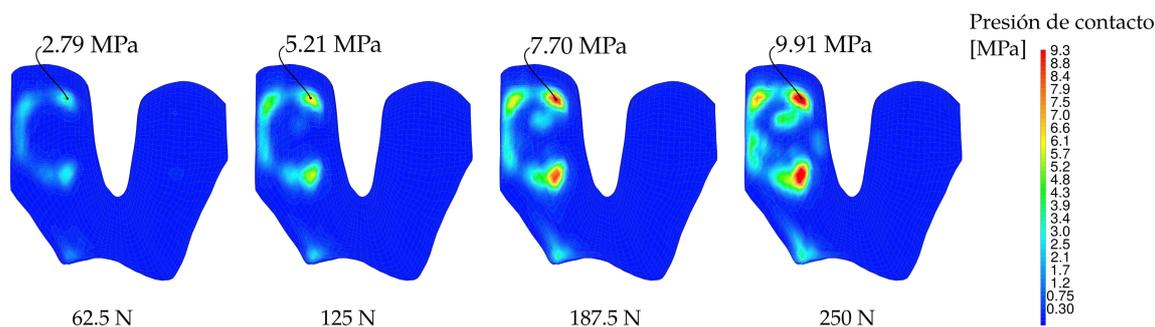


Figura 7: Presión de contacto sobre el cartílago articular para distintos valores de carga aplicada.

ciría una presión equivalente a la presión máxima que sufre el cartílago articular durante la marcha es de aproximadamente 208 N. Dicha carga provocaría una tensión en el ligamento lateral de aproximadamente 416 N.

CONCLUSIONES

En este trabajo se analizó la distribución de esfuerzos mecánicos en la articulación de la rodilla, para un paciente pediátrico con un patrón patológico de marcha agazapada. Se estudió la distribución de tensiones que ocurre sobre esta articulación durante la marcha, obteniendo un valor pico de 8,3 MPa. Este valor resulta superior en un 25 % al que ha sido estimado para pacientes sin patologías de la marcha.

Se obtuvo que la carga lateral máxima que podría aplicarse mediante una ortesis sobre la articulación de la rodilla es del orden de 208 N. Dicha carga es un límite superior establecido basado en la presión de contacto máxima sobre el cartílago articular. Se encontró que aproximadamente el doble del valor de carga aplicada es soportado por el ligamento lateral, siendo de aproximadamente 416 N en este caso. A conocimiento de los autores, no hay publicaciones donde se defina si estos valores son tolerables o no por el tejido. Otros límites a la carga aplicable están dados por la carga máxima soportada por los ligamentos, y por la carga máxima que el paciente a tratar es capaz de tolerar sin sentir dolor.

REFERENCIAS

- Bylski-Austrow D.I., Wall E.J., Rupert M.P., Roy D.R., y Crawford A.H. Growth plate forces in the adolescent human knee: A radiographic and mechanical study of epiphyseal staples. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(6):817–823, 2001. doi:10.1097/01241398-200111000-00023.
- CEA. Cast3m v20.0.1. <http://www-cast3m.cea.fr/index.php>, 2020.
- Duerig T., Pelton A., y Stockel D. An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering*, 1:149–160, 1999.
- Erdemir A. y Sibole S. Open knee: A three-dimensional finite element representation of the knee joint - users guide. 2010.
- Hunziker E. Mechanism of longitudinal bone growth and its regulation by growth plate chondrocytes. *Microscopy research and technique*, 28:505–519, 1994.
- Meng Y. y Untaroiu C.D. A review of pediatric lower extremity data for pedestrian numerical modeling: Injury epidemiology, anatomy, anthropometry, structural, and mechanical properties. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, 2018.
- Nilsson O. y Baron J. Fundamental limits on longitudinal bone growth: growth plate senescence and epiphyseal fusion. *Trends in endocrinology and metabolism*, 15:370–374, 2004.

- Olbricht J., Yawny A., Pelegrina J.L., Dlouhy A., y Eggeler G. On the stress-induced formation of r-phase in ultra-fine-grained ni-rich NiTi shape memory alloys. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 42(9):2556–2574, 2011. doi:10.1007/s11661-011-0679-y.
- OpenSim. <https://simtk.org/>, 2020.
- Peterson H.A. *Physcal injury other than fracture*. Springer, London, 2012. ISBN 978-3-642-22563-5.
- platform S. Salome-mesh v9.2. <http://www.salome-platform.org/>, 2020.
- Rozbruch S.R. y Ilizarov S. *Limb lenghthening and reconstruction surgery*. Informa healthcare, New York, 2007. ISBN 978-0-8493-4051-2.
- Steele K., Seth A., Hicks J.L., Schwartz M.S., y Delp S.L. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of Biomechanics*, 43:2099–105, 2010.
- Sun J.W.C., Yan S.W.C., Jiang Y.W.C., Wong D.W.C., Zhang M.W.C., Zeng J.W.C., y Zhang K.W.C. Finite element analysis of the valgus knee joint of an obese child. *BioMedical Engineering OnLine*, 15(S2), 2016. doi:10.1186/s12938-016-0253-3.
- Trad Z., Barkaoui A., Chafra M., y Tavares J.M. *FEM analysis of the human knee joint. A review*. Springer, 2018.
- van Arkel R.J., Modenese L., Phillips A., y Jeffers J.R. Hip abduction can prevent posterior edge loading of hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research*, 31:1172–1179, 2013.
- Villemure I. y Stokes I.A. Growth plate mechanics and mechanobiology. a survey of present understanding. *Journal of Biomechanics*, 42(12):1793–1803, 2009. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.021.
- Wangerin S. *Development and validation of a human knee joint finite element model for tissue stress and strain predictions during exercise*. Faculty of California Polytechnic State University, 2013.
- Wangerin S. Cal poly human motion biomechanics lab knee joint finite element model. <https://simtk.org/projects/cphmbkneefem/>, 2020.
- Webster J. *Atlas of orthoses and assistive devices*. Elsevier, Philadelphia, PA, 2019. ISBN 978-0-323-48323-0.