

ÁREA TEMÁTICA: CIENCIA, TECNOLOGÍA Y DESARROLLO PRODUCTIVO

# Lubricación por aplastamiento en lesiones focales de cartílago: un análisis computacional

## Squeeze-film lubrication in focal cartilage lesions: a computational analysis

Atrio, Daniela Iliana; Di Paolo, José; Weiss, Brenda Anahí | Universidad Nacional de Entre Ríos, Argentina. Facultad de Ingeniería. Grupo Biomecánica Computacional.

Contacto: [daniela.atrío@ingenieria.uner.edu.ar](mailto:daniela.atrío@ingenieria.uner.edu.ar)

### RESUMEN

Las lesiones focales del cartílago articular son defectos localizados tratables con materiales de relleno que presentan propiedades mecánicas distintas a las del cartílago original. Este trabajo evalúa, mediante modelado y simulación, el efecto de dichos tratamientos sobre la lubricación articular. Se representa el cartílago con módulo elástico de 16 MPa y un defecto central tratado con material de módulo elástico variable ( $E_c$ ). Utilizando COMSOL Multiphysics, se resolvieron las ecuaciones de lubricación de Reynolds y de elasticidad lineal. Los resultados muestran que la altura mínima del canal disminuye al aumentar o disminuir  $E_c$  respecto de 16 MPa, siendo el peor caso  $E_c = 20,5$  MPa, donde se predice un régimen mixto de lubricación, que favorecería el desgaste del cartílago. Los resultados orientan la elección de materiales de relleno con módulo elástico inferior a 20,5 MPa y lo más cercano posible al del cartílago.

Recibido: 05/06/2025 | Aceptado: 02/07/2025 | Publicado: 27/12/2025

DOI: <https://doi.org/10.64876/radi.v26.2>

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional.



## ABSTRACT

Focal lesions of articular cartilage are localized defects often treated with filling materials whose mechanical properties differ from those of native cartilage. This study investigates the effects of such interventions on joint lubrication using computational modeling and simulation. The articular cartilage is represented as a compliant substrate with an elastic modulus of 16 MPa, and a centrally located defect is modeled as a filled region with variable elastic modulus ( $E_c$ ). The Reynolds lubrication equation and linear elasticity equations were solved using COMSOL Multiphysics for  $E_c$ . Results indicate that deviations in  $E_c$  relative to the native cartilage modulus reduce the minimum lubrication film thickness, being the worst case  $E_c = 20.5$  MPa, where a mixed lubrication regime is predicted, with potentially accelerating cartilage wear. These findings suggest that optimal filling materials should have an elastic modulus lower than 20.5 MPa and closely match the mechanical properties of native cartilage.

**Palabras claves:** lubricación por aplastamiento, lesiones focales de cartílago, modelado computacional, microfracturas, injerto osteocondral

**Keywords:** *squeeze-film lubrication, focal cartilage lesions, computational modeling, microfractures, osteochondral graft*

## INTRODUCCIÓN

La articulación de rodilla es una articulación sinovial, donde los huesos que la componen (fémur y tibia) están rodeados por una cápsula fibrosa que, junto a las superficies articulares, delimitan la cavidad sinovial (ver Figura 1). La cápsula articular está recubierta por la membrana sinovial la cual segrega líquido sinovial hacia el interior de la cavidad. La presencia del líquido sinovial favorece la lubricación de la articulación natural, lo que le confiere características únicas: mínima fricción entre las superficies en contacto y tasas de desgaste muy bajas. Las superficies articulares se encuentran recubiertas por cartílago hialino (también llamado cartílago articular), un material deformable y poroso. El conjunto osteoartromuscular y ligamentario le permite tener a esta articulación, principalmente, un único grado de libertad (Berli, 2010).

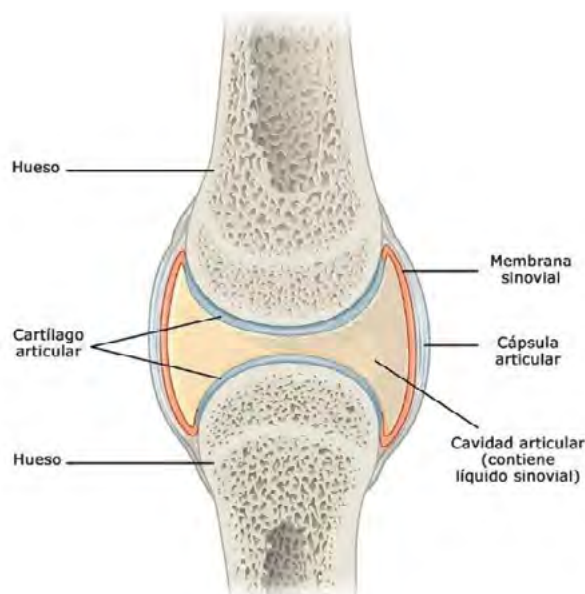


Figura 1. Esquema de una articulación sinovial (OpenStax College, 2018)

El cartílago articular (CA) proporciona una superficie de apoyo con baja fricción y desgaste y, gracias a su capacidad de deformarse, ayuda a distribuir las cargas entre los huesos opuestos en una articulación sinovial. El CA es un tejido elástico carente de nervios, vasos sanguíneos y linfáticos, compuesto por un bajo número de condrocitos (~2%) en una matriz extracelular (MEC). Los condrocitos presentan un alto grado de especialización y actividad metabólica, encargada de la creación, reparación y mantenimiento de la MEC que, a su vez, se compone en su mayoría por agua (70-85%), proteoglicanos y colágeno (Mansour, 2013; Krakowski et al., 2024). A diferencia de otros tejidos del organismo, el CA posee pobres propiedades regenerativas debido a su naturaleza avascular y a la limitada capacidad de los condrocitos para proliferar y reparar el tejido dañado.

La osteoartritis (OA), también llamada artrosis, es una enfermedad degenerativa de impacto mundial que afecta principalmente al cartílago de las articulaciones, provocando dolor, discapacidad y disminución de movilidad en las personas afectadas. La articulación más afectada suele ser la de rodilla que conforma el 70% de los casos de artrosis reportados en el año 2019 (Long et al., 2022). En los Estados Unidos, hay 27 millones de personas que sufren OA (Kraeutler et al., 2017) y se estima que el 12% de su población, en el rango etario de 25-74 años, presentan OA clínicamente definida (Lawrence et al., 2008). En Argentina, si bien no hay datos precisos, se estima que hay 1,5 millones de personas con OA sintomática (con dolor) de rodilla (Sociedad Argentina de Reumatología, 2010).

Se pensaba que la creciente prevalencia de OA era consecuencia de la mayor expectativa de vida de la población. Sin embargo, en la actualidad, algunas hipótesis vinculan el desarrollo de OA a un cambio en la carga mecánica a la que se somete la articulación. Estos cambios pueden estar asociados a la utilización de calzado inadecuado, marcha sobre pavimento, la sobrecarga de la articulación derivada de sobrepeso o de la actividad física. Adicionalmente, la OA estaría asociada a enfermedades como la diabetes tipo 2 y

la hipertensión, lo que sugiere causas y factores de riesgo en común (Mostakhdemin et al., 2021; Petitjean et al., 2023; Wallace et al. 2017).

Las lesiones focales del cartílago articular se definen como daños localizados que afectan a una región específica del cartílago, sin comprometer necesariamente toda la superficie articular. Estas lesiones pueden variar en profundidad, tamaño y localización, lo que determina en gran medida el pronóstico y el enfoque de su tratamiento, pudiendo clasificarse según su severidad desde fisuras superficiales hasta defectos que exponen el hueso subcondral. Las lesiones focales del CA son causadas principalmente por traumatismos en la articulación y representan un factor de riesgo importante para la degeneración rápida del cartílago que finalmente conduce a osteoartritis sintomática (Kutaish et al., 2025).

Las lesiones del cartílago articular se observan en el 60–66% de las rodillas sometidas a artroscopia, con una edad media de los pacientes que varía entre los 30 y 39 años (Kutaish et al., 2025). Los defectos focales del cartílago son hallazgos comunes en articulaciones de la rodilla sintomáticas y también se sabe que están asociados con la degeneración progresiva del tejido. Sin embargo, también pueden encontrarse en personas sanas sin dolor de rodilla ni evidencia radiográfica de osteoartritis (Venäläinen et al., 2016).

Aunque la progresión de los defectos y el desarrollo de OA de rodilla probablemente sean de origen multifactorial, los defectos articulares alteran la mecánica de contacto y la respuesta mecánica del tejido adyacente al defecto. Además, se han asociado niveles más altos de estrés de contacto con el desarrollo posterior de OA sintomática de rodilla, lo que sugiere que los cambios mecánicos provocados por los defectos del cartílago también pueden contribuir de manera crítica a la patogénesis de la OA (Venäläinen et al., 2016).

Se ha informado que, bajo compresión axial, las tensiones de contacto y los gradientes de tensión se elevan en las superficies de cartílago adyacentes al borde de un defecto focal. Como consecuencia, el tejido adyacente al defecto experimenta una mayor deformación y esfuerzos locales. Estas tensiones y deformaciones elevadas pueden alcanzar niveles capaces de inducir la muerte celular y el daño a la matriz, lo que podría conducir a una degeneración progresiva del tejido circundante al defecto (Venäläinen et al., 2016).

El manejo de lesiones focales en la rodilla puede incluir (DeFroda et al., 2021; Richter et al., 2016):

- reorganización de las actividades habituales del paciente (pérdida de peso, actividad física, kinesiología, etc.).
- administración de medicamentos como analgésicos, infiltraciones de corticoides o ácido hialurónico, etc.
- procedimientos quirúrgicos:
  - » paliativos: condroplastia (mediante la cual se extrae el cartílago dañado),
  - » de reparación: microfractura (MF) o nanofractura (NF), que consisten en retirar el cartílago dañado y luego realizar pequeños agujeros en el hueso descubierto, con el fin de que las células mesenquimales migren de la médula ósea a la superficie articular y se diferencien en condrocitos;

» restaurativos:

- autoinjerto osteocondral (OAT, Osteochondral Autograph Transfer) en el cual se retira parte del hueso y del cartílago de otra zona y se la trasplanta a la zona dañada;
- aloinjerto osteocondral (OCA, Osteochondral Allograft), el cual consiste en retirar parte del hueso con su cartílago de un donante, de la zona correspondiente a tratar, y se la trasplanta al paciente objeto del tratamiento;
- Implantación de Condrocitos Autólogos (ACI, Autologous Chondrocyte Implantation): se extraen condrocitos y se multiplican en un laboratorio, para luego volver a implantarlos en la zona dañada.

En cuanto a los procedimientos quirúrgicos, en general, la condroplastia paliativa es la técnica más común. Sin embargo, en los últimos años en Estados Unidos, cada vez más cirujanos optan en su lugar por procedimientos de microfractura (DeFroda et al., 2021; McCormick et al., 2014). En general, las lesiones más pequeñas (<2 cm<sup>2</sup>) se tratan mejor con microfracturas o trasplante osteocondral. En comparación, la OAT muestra tendencias hacia una mayor longevidad y durabilidad, así como mejores resultados en pacientes de alta demanda (Richter et al., 2016). En los casos más avanzados y en donde los tratamientos señalados previamente no fueran suficientes, se considera la posibilidad de realizar una artroplastia total de rodilla, es decir, la colocación de una prótesis de rodilla, pero esto se evita en la medida de lo posible por las complicaciones asociadas con este procedimiento y debido a la limitada vida útil de la prótesis (15-20 años) (Mostakhdemin et al., 2021).

En la actualidad, ninguna técnica para el tratamiento de lesiones focales de cartílago articular puede reproducir el cartílago hialino normal (Richter et al., 2016), y tampoco hay suficiente evidencia para afirmar cuál de estos tratamientos quirúrgicos es superior (Minas, 2011, Cap. 4). Por lo que la investigación en torno a éstas u otras técnicas y tecnologías emergentes resulta de gran interés.

Uno de los mayores desafíos que tiene la ingeniería de tejidos es la replicación de tejido anisotrópico como el cartílago. Se han estudiado hidrogeles como posible material de relleno para las lesiones focales, pero éstos tienen un módulo de elasticidad muy bajo, por lo que no soportarían la tensión que se espera en esa zona. Hidrogeles con una estructura mucho más compacta, no permitirían que las células y moléculas que componen al cartílago migren a través del hidrogel, lo que resulta contraproducente para la reparación del defecto porque no se podría promover la regeneración del tejido (Hashemi et al., 2024).

Comercialmente, se encuentran disponibles otros procedimientos orientados a la reparación del CA, como por ejemplo el MACI (del inglés *matrix-induced autologous chondrocyte implantation*), aprobado por la FDA en el año 2016, en la cual se utiliza una membrana de colágeno porcina con implantación de condrocitos que se coloca en el defecto para promover el relleno del mismo. Otra opción es proporcionada por Zimmer Biomet, DeNovo *Natural Tissue Graft*, que utiliza PJAC (del inglés *particulated juvenile allograft cartilage*), el cual consiste en el uso de injerto juvenil (por su mayor capacidad regenerativa) junto a pegamento de fibrina (para mantenerlo anclado en la zona a tratar). Sin embar-

go, este último está clasificado con el grado de recomendación C, indicando evidencia de baja calidad para este procedimiento (Majtj, 2021).

Por otra parte, haciendo una evaluación de los tratamientos quirúrgicos disponibles, se ha demostrado que las propiedades mecánicas del material generado a partir de MF son inferiores al del cartílago sano, esto es, el fibrocartílago es un tejido subóptimo para soportar las tensiones prolongadas asociadas con la carga de la articulación debido a su menor rigidez y su menor capacidad para tolerar el estrés por cizallamiento (Athanasiou et al., 2016; Krakowski et al., 2024). En un estudio realizado en caballos, el cartílago de reparación presentó una rigidez de contacto aproximadamente un orden de magnitud menor que la rigidez del cartílago sano. La menor rigidez a la compresión registrada en dicho estudio podría explicar la menor resistencia del fibrocartílago a la carga mecánica (Krakowski et al., 2024). En contraposición, las propiedades mecánicas del injerto en el OAT dependen de la zona de donde se retire el mismo, ya que las mismas varían punto a punto en el cartílago articular (Hamsayeh Abbasi Niasar y Li, 2023). Además, es de interés destacar que hay estudios demostrando que la rigidez del injerto varía en el tiempo luego de la operación (Krakowski et al., 2024).

Este trabajo tiene por objetivo aportar conocimientos orientados a evaluar el desempeño de la articulación cuando ésta ha sido sometida a tratamientos quirúrgicos de reparación o restaurativos del cartílago articular. El modelo considera una lesión cilíndrica que se ha rellenado con un biomaterial con propiedades mecánicas distintas al del cartílago. Las ecuaciones gobernantes están altamente acopladas, dado que las presiones que se desarrollan en el canal de lubricación conducen a la deformación del cartílago articular y de la lesión, lo cual influye en las presiones de dicho canal. Estas ecuaciones se resuelven en forma acoplada utilizando el método de elementos finitos. Como resultado, se presentan tensiones principales en el material deformable, la presión ejercida por el fluido sobre la superficie del material y la altura del canal de lubricación.

## METODOLOGÍA

### Características geométricas y mecánicas del modelo

Las propiedades biomecánicas del cartílago son dependientes de la organización ultraestructural, asociada a la composición bioquímica y las interacciones célula-célula y célula-matriz extracelular. Éstas varían en función de la ubicación (heterogeneidad), dirección (anisotrópico) y escala (multi-escala); y muestra respuestas relacionadas a fenómenos de viscoelasticidad, poroelasticidad o una combinación de ambos (Mostakhde-min et al., 2021; Petitjean et al., 2023)

No obstante, algunos materiales viscoelásticos pueden aproximarse como sólidos elásticos cuando son sometidos a condiciones de carga determinadas, ante pequeñas deformaciones y rangos de temperatura acotados. Esto motiva la resolución de las ecuaciones de elasticidad lineal (Berli, 2010; Weiss et al., 2019) o modelos simplificados de elasticidad lineal en la mayoría de los trabajos vinculados a lubricación en articulaciones sinoviales, y este es el enfoque que se toma en este trabajo.

Como modelo geométrico, se adopta el modelo bidimensional elipsoide sobre plano (EoP, del inglés *Ellipsoid on Plane*) (Jin et al., 1995) para el análisis de este trabajo de la lubricación en película delgada, el cual consiste en modelar uno de los cóndilos de la articulación de rodilla como un elipsoide rígido en contacto con una capa plana o prisma pudiendo éste ser deformable (ver Figura 2). Esto permite expresar el conjunto de ecuaciones en coordenadas cartesianas, usualmente de más sencilla solución. El radio principal del elipsoide en la dirección antero-posterior ( $R_x$ ) se define en la Ecuación (1) y el radio principal del elipsoide en la dirección medial-lateral ( $R_y$ ) en la Ecuación (2) y se obtienen a partir de los radios de las superficies tibial y femoral:

$$R_x = \frac{R_{fx} R_{tx}}{R_{tx} - R_{fx}} \quad (1)$$

donde  $R_{fx}$  corresponde al radio de la superficie femoral y  $R_{tx}$  es el radio de la superficie tibial de la articulación de rodilla, ambos en dirección anteroposterior (eje x). El radio del elipsoide en el eje medial-lateral ( $R_y$ , en dirección y) puede obtenerse en función de  $R_x$  (Su et al. 2011):

$$R_y = 2,844 R_x \quad (2)$$

Como ambas superficies articulares están recubiertas por cartílago hialino, el espesor del plano deformable ( $e$ ) (ver Figura 2) se toma como el doble del espesor de un único cartílago articular, el cual varía entre 1,7 y 2,6 mm (Seedhom y Shepherd, 1999). El plano deformable se asume como inmóvil y el elipsoide se aproxima al plano con una velocidad constante  $W_2$ .

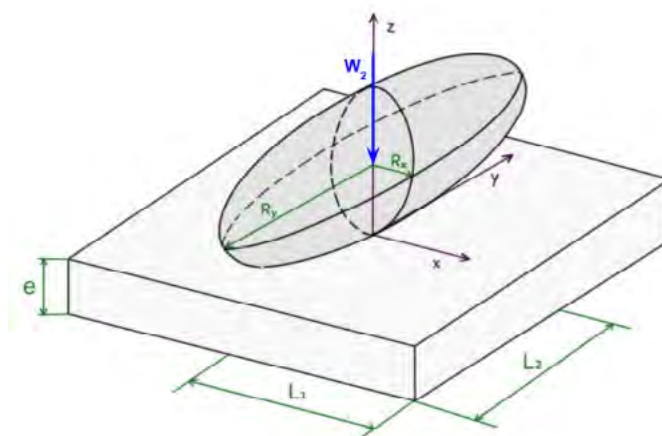


Figura 2: Esquema del modelo simplificado de elipsoide sobre plano.

El régimen de lubricación depende del espesor mínimo de la película lubricante (de ahora en más denominada altura mínima del canal,  $h_m$ ) y de la rugosidad equivalente de

las superficies articulares ( $R'_a$ ), la cual se define en la Ecuación (3), a partir de la rugosidad de cada superficie ( $R_{a1}$ , la rugosidad de la superficie femoral y  $R_{a2}$ , la rugosidad de la superficie tibial):

$$R'_a = \sqrt{R_{a1}^2 + R_{a2}^2} \quad (3)$$

La relación  $\phi = \frac{h_m}{R'_a}$  determina el régimen de lubricación: si  $\phi < 1$ , se tiene lubricación límite, si  $1 < \phi < 3$ , la lubricación es de tipo mixta y si  $\phi > 3$ , se tiene lubricación de película delgada (Di Puccio y Mattei, 2015). Si bien los dos primeros regímenes pueden ocurrir en articulaciones de miembro inferior en actividades cotidianas, es deseable la lubricación de película delgada ya que sólo en ella la película lubricante es completa y no se producen contactos entre las micro asperezas de ambas superficies (Weiss, 2022).

En este trabajo, se modela un material con propiedades mecánicas similares a la del cartílago y, en consecuencia, se considera que la rugosidad tiene un valor de entre 1 y 6  $\mu\text{m}$  (Forriol Campos, 2002) y es la misma para ambas superficies (con tratamiento o sin él,  $R_{a1} = R_{a2}$ ). Con esta consideración, la Ecuación (3) se puede simplificar como  $R'_a = \sqrt{2R_{a1}^2}$ . Por lo tanto, para asegurar la existencia de lubricación de película delgada ( $\phi = \frac{h_m}{R'_a} > 3$ ), la altura del canal  $h_m$  debería ser superior a 25  $\mu\text{m}$ .

### Altura del canal y deformación del plano

En la Figura 3 se muestra el canal de flujo de lubricante, el cual está delimitado por las superficies del elipsoide rígido y del sustrato deformable. Las ecuaciones gobernantes en modelos de lubricación de película delgada se caracterizan por la alta no linealidad y el fuerte acoplamiento entre ellas ya que la presión en el fluido deforma las fronteras del canal de flujo, lo que a su vez influye en la distribución de presiones en el fluido.

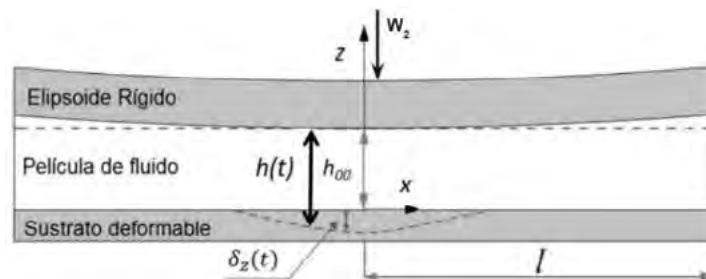


Figura 3: Modelo geométrico EoP en el plano  $y = 0$ , donde  $l$  es la longitud del dominio en dirección  $x$ ,  $h$  es el espesor de la película lubricante,  $W$  es la carga y  $\delta_z$  el desplazamiento del material deformable.

En la Ecuación (4) se define la altura del canal de lubricación ( $h$ ) a partir de la distancia entre la superficie plana deformable y la superficie rígida del elipsoide equivalente:

$$h(x, y, t) = h_0 - W_2 t + \frac{x^2}{2R_x} + \frac{y^2}{2R_y} + \delta_z(x, y, t) \quad (4)$$



Donde:

$h_0$  es la menor distancia entre las dos superficies indeformadas en  $x = y = 0$  para  $t = 0$ ;  $W_2$  es la velocidad con que el elipsoide se aproxima al sustrato deformable y se considera constante;  $\delta_z(x, y, t)$  es el desplazamiento del material deformable en dirección  $z$  en cada punto del plano debido a la deformación de mismo. Encontrar el desplazamiento  $\delta_z$  requiere modelar la deformación del sustrato como un sólido isotrópico elástico lineal, para lo cual se resuelven las ecuaciones de elasticidad lineal.

### Propiedades mecánicas

Este trabajo investiga técnicas que implican modificar una sección del material deformable  $y$ , en consecuencia, sus propiedades mecánicas. La Figura 4 muestra un esquema del modelo que considera una lesión focal en el centro del material deformable la cual se rellenó con un material de módulo de elasticidad  $E_c$  (al que denominaremos parche).

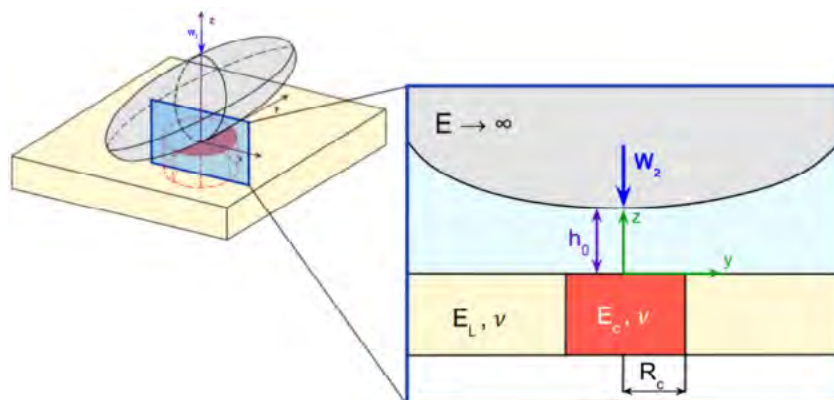


Figura 4. Vista del plano  $y = 0$ . En amarillo (EL) cartílago sano, en rojo ( $E_c$ ) el material de relleno.  $R_c$  es el radio del cilindro que contiene el material de relleno.

Debido a la gran variabilidad que existe en cuanto a las propiedades mecánicas del material de relleno, en este trabajo se simulan tres casos:

- Caso  $C_{pe}$ : material de relleno con las mismas propiedades mecánicas que el material pre-existente ( $E_c = E_L = 16$  MPa).
- Caso  $C_{max}$ : se incrementa el módulo elástico del material de relleno respecto al del material pre-existente ( $E_c = 20,5$  MPa).
- Caso  $C_{min}$ : se disminuye el módulo elástico del material de relleno respecto al del material pre-existente ( $E_c = 11,5$  MPa).

### Ecuación de lubricación de Reynolds

A partir de las ecuaciones de cantidad de movimiento y la ecuación de continuidad y considerando las siguientes hipótesis simplificadoras:

- Fluido sinovial isotérmico, newtoniano e incompresible.
- Efectos inerciales y gravitacionales despreciables.
- Aproximación de lubricación.

- Flujo laminar y predominantemente Couette, unidireccional y en estado estacionario.
- Superficies lisas.
- No existe movimiento relativo de las superficies articulares en la dirección de la marcha, sino que se modela el fenómeno de aplastamiento (*squeeze-film lubrication*) el cual es predominante en la fase de contacto inicial del ciclo de marcha (Jin, 2004; Weiss, 2019).

La ecuación de Reynolds se expresa en (5):

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( h^3 \frac{\partial P}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( h^3 \frac{\partial P}{\partial y} \right) = 12\eta \frac{\partial h}{\partial t} \quad (5)$$

Donde:

$h$  es la altura del canal;  $P$  es la presión;  $\eta$  es la viscosidad del fluido sinovial.

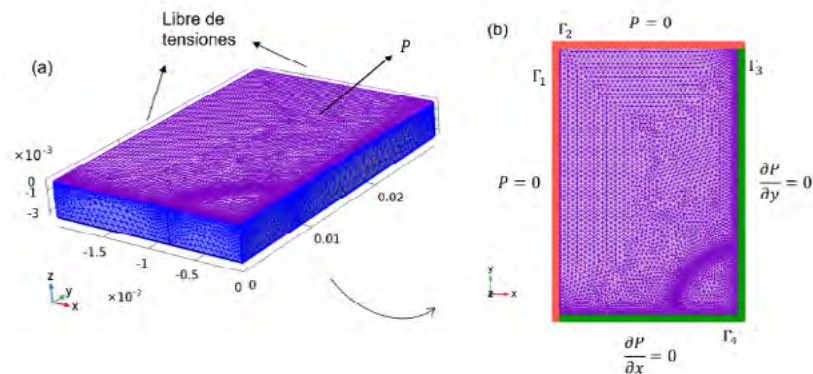
### Técnica de Resolución

Se utilizó el software comercial con licencia COMSOL Multiphysics, el cual está basado en el método de elementos finitos. El sistema de ecuaciones gobernantes consiste en la ecuación de altura del canal (ver Ecuación 4), la ecuación de lubricación de Reynolds (ver Ecuación 5) y las ecuaciones de elasticidad lineal (implementadas en el módulo de mecánica estructural de COMSOL Multiphysics, *Linear Elastic Material*) las cuales se resuelven simultáneamente.

La presión y el espesor de la película lubricante son simétricos respecto a los planos YZ y XZ, por lo que, para reducir el costo computacional, se considera el dominio que se muestra en la Figura 5 (un cuarto del representado en la Figura 2), estableciendo condiciones de simetría en dichos planos (superficies azules y líneas verdes).

En la geometría 3D (ver Figura 5a) se resuelven las ecuaciones de elasticidad lineal, considerando que la superficie inferior del dominio está fija y que la superficie superior está sometida a la presión ( $P$ ). Se asume que existe continuidad de tensiones en la interfase entre el material de relleno y el cartílago aledaño. El resto de las superficies se suponen libres de tensiones.

En la superficie superior de la geometría 3D (en violeta en la Figura 5), se resuelven la ecuación de Reynolds y de altura del canal, adoptando presión nula en las fronteras  $\Gamma_1$  y  $\Gamma_2$  (líneas naranjas en la Figura 5b) y condición de simetría ( $\frac{\partial P}{\partial x} = \frac{\partial P}{\partial y} = 0$ ) en las fronteras en  $\Gamma_3$  y  $\Gamma_4$  (líneas verdes en la Figura 5b).



**Figura 5. (a) Condiciones de frontera de las ecuaciones de elasticidad lineal. En azul, las superficies donde se aplica la condición de simetría. En violeta y en contacto con el fluido, superficie sometida a P. (b) Condiciones de frontera de la ecuación de Reynolds. En naranja ( $\Gamma_1$  y  $\Gamma_2$ ),  $P = 0$ . En verde ( $\Gamma_3$  y  $\Gamma_4$ ), condiciones de simetría ( $\frac{\partial P}{\partial x} = \frac{\partial P}{\partial y} = 0$ ). Longitudes expresadas en [m].**

El dominio fue discretizado utilizando elementos Lagrange cuadráticos. Las ecuaciones gobernantes se resuelven simultáneamente (completamente acopladas) y utilizando un método directo lineal, y el solver temporal PARDISO. Para garantizar la independencia de los resultados de la malla, se resolvió el mismo problema para mallas sucesivamente más finas. Si en sucesivos refinamientos la variación de las soluciones es grande (mayor al 2%), se infiere que la solución no es suficientemente precisa. Caso contrario, se puede decir que la solución es adecuada (Fish y Belytschko, 2007). La malla seleccionada posee 62.613 elementos.

Durante la fase de apoyo simple del ciclo de marcha, la carga total aplicada en la articulación de rodilla alcanza a ser tres veces el peso corporal de la persona. El modelo de elipsoide sobre plano representa un único cóndilo femoral (la carga total se divide en ambos cóndilos) y en este trabajo se resuelven las ecuaciones gobernantes en un cuarto de dicho modelo (por las mencionadas condiciones de simetría), por lo que una carga razonable se calcula como:

$$C = \frac{3 * MC * g}{8} \quad (6)$$

donde MC es la masa corporal de la persona y g es la aceleración de la gravedad. En consecuencia, y asumiendo que el peso promedio de una persona es de 80 kg, la carga aplicada al dominio es 294 N.

Se eligió modelar la zona tratada en el centro del material deformable como un cilindro que contiene al material de relleno, el cual se produce gracias a las MF o a la inserción de un autoinjerto osteocondral. Teniendo en cuenta que el defecto no debe ser mayor a 2 cm<sup>2</sup> (Kutaish et al., 2025; Hinckel et al., 2021; Majtj, 2021), se define el radio del cilindro como  $R_c = 7,5 \times 10^{-3}$  m.

En la Tabla 1, se exponen los valores utilizados para la resolución del problema (Seedhom et al. 1972, Di Paolo y Berli 2006, Weiss 2022).

**Tabla 1. Valores de los parámetros físicos y operativos del modelo.**

Descripción	Símbolo	Valor
Longitud del cartílago articular en dirección x	$L_1$	$20 \times 10^{-3}$ m
Longitud del cartílago articular en dirección y	$L_2$	$30 \times 10^{-3}$ m
Radio de la zona articular tratada quirúrgicamente	$R_c$	$7,5 \times 10^{-3}$ m
Radio equivalente en dirección antero-posterior	$R_x$	$123,7 \times 10^{-3}$ m
Radio equivalente en dirección medial-lateral	$R_y$	$352 \times 10^{-3}$ m
Altura inicial del canal de lubricación	$h_0$	$0,1 \times 10^{-3}$ m
Velocidad de aproximación del elipsoide	$W_2$	-0,1 m/s
Viscosidad del fluido sinovial	$\eta$	0,086 Pa s
Coefficiente de Poisson del cartílago y del material de relleno	$\nu$	0,4
Espesor del material deformable	$e$	$3,4 \times 10^{-3}$ m
Módulo elástico del cartílago en la zona central	$E_c$	$11,5 \times 10^6$ Pa; $16 \times 10^6$ Pa; $20,5 \times 10^6$ Pa
Módulo elástico del cartílago en la zona lateral	$E_l$	$16 \times 10^6$ Pa;
Carga	$C$	294 N

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 2, se presenta la tensión principal máxima ( $\sigma_{\max}$ ), la presión máxima en el fluido ( $P_{\max}$ ) y la altura mínima del canal de lubricación ( $h_{\min}$ ) para los tres casos simulados.

**Tabla 2. Tensión principal máxima, presión máxima en la superficie del cartílago y altura mínima del canal para los tres casos.**

Caso	$E_c$ [MPa]	$\sigma_{\max}$ [MPa] (diferencia con $C_{pe}$ )	$P_{\max}$ [MPa] (diferencia con $C_{pe}$ )	$h_{\min}$ [ $\mu$ m] (diferencia con $C_{pe}$ )
$C_{\min}$	11,5	3,46 (-10,36%)	3,04 (-21,24%)	27,48 (-17,60%)
$C_{pe}$	16	3,86 (0%)	3,86 (0%)	33,35 (0%)
$C_{\max}$	20,5	4,46 (15,54%)	4,46 (15,54%)	24,16 (-27,56%)

La Figura 6 muestra la presión a lo largo del canal de lubricación en los tres casos simulados. Cabe señalar que, debido a la utilización del modelo EoP, la distribución de presiones no es axisimétrica, presentando diferencias al considerar los planos XZ (Figura 6a) y YZ (Figura 6b).

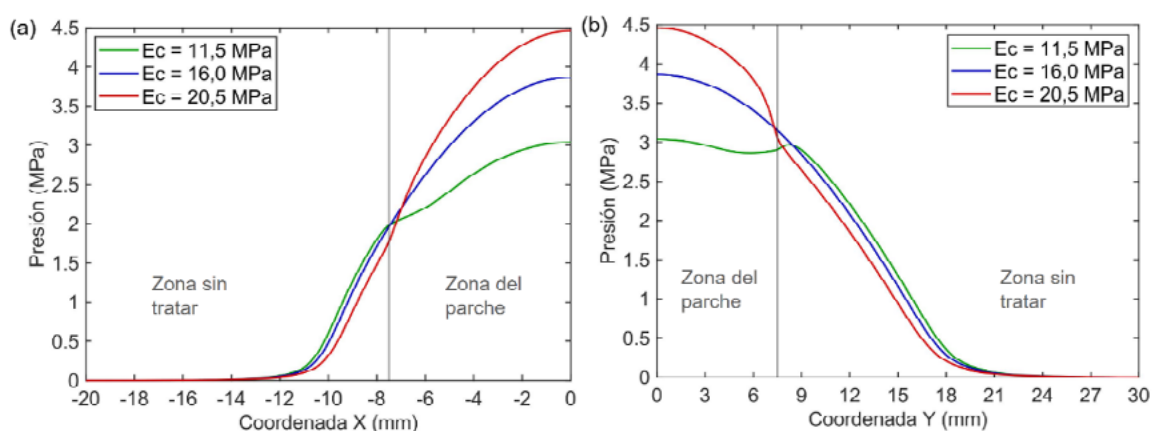


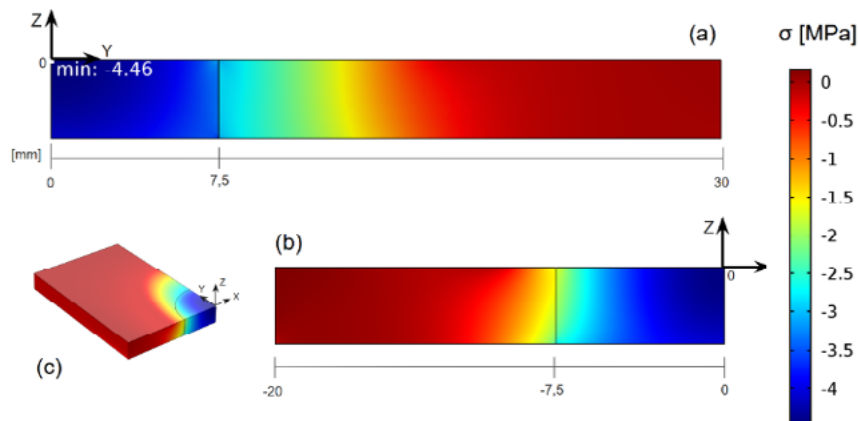
Figura 6: Presión del fluido para los casos  $C_{min}$ ,  $C_{pe}$  y  $C_{max}$ . (a) En el plano XZ. (b) En el plano YZ.

En la zona del parche, región donde  $|x|$  y  $|y|$  son menores a 7,5 mm, la presión que ejerce el fluido en el material deformable debido a la aplicación de carga de compresión aumenta con el aumento del módulo de elasticidad como se observa en la Figura 6. Como es de esperar, la presión máxima en todos los casos se encuentra en el centro del material deformable ( $x = y = 0$ ).

Para  $C_{max}$  (ver Figura 6, curva roja), la presión máxima es 4,46 MPa (ver Tabla 2) siendo 15,54% mayor que en el caso  $C_{pe}$  (ver Figura 6, curva azul). Asimismo, las presiones máximas disminuyen hasta un 9,37 % en la zona del cartílago natural. Este comportamiento sugiere un pronóstico desfavorable, ya que la ausencia de carga promovería la degeneración y osificación del cartílago (Vanwanseele, 2002).

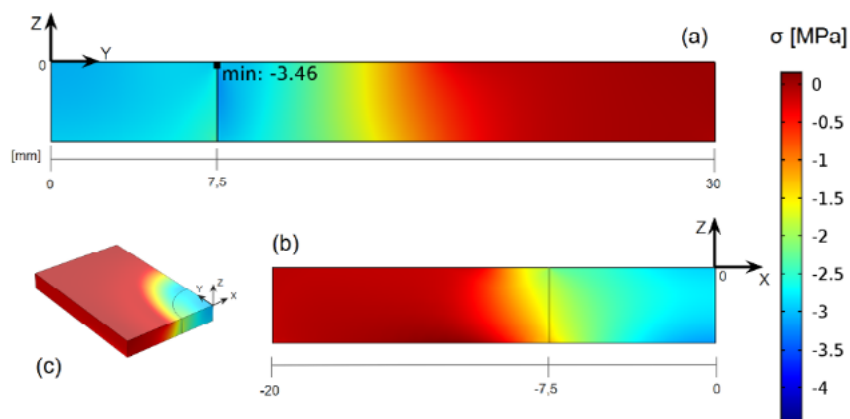
Para el caso  $C_{min}$  (Figura 6, curva verde), la presión máxima disminuye 21,24% con respecto al caso  $C_{pe}$ . Se observa para este caso que la presión aumenta en las zonas laterales del parche, compensando la disminución de presión en la zona tratada, dado que la carga se mantiene constante.

En cuanto a las tensiones que se producen en el sólido deformable, las Figuras 7 y 8 muestran la distribución de la tercera tensión principal (en dirección z), para los casos  $C_{max}$  y  $C_{min}$ , respectivamente. En el caso  $C_{max}$  (ver Figura 7), la tensión principal máxima de compresión es de 4,46 MPa (15,54% mayor a la obtenida en el caso  $C_{pe}$ ) y se encuentra en la superficie de la región ocupada por el parche, específicamente en el centro del mismo. Loening et al. (2000) demostraron que se genera apoptosis de condrocitos (muerte celular programada) a una tensión de tan solo 4,5 MPa y este valor se encuentra muy cercano a la tensión principal máxima obtenida en  $C_{max}$ . Estos resultados sugieren que deberían evitarse biomateriales de módulo elástico mayor a 20,5 MPa si estos contienen condrocitos. En cuanto a las zonas ocupadas por cartílago natural, las tensiones principales de compresión son como máximo de 3,07 MPa.



**Figura 7:** Tensión principal en el material deformable cuando  $E_c = 20,5$  MPa. a) Plano YZ. La tensión máxima en compresión es de 4,46 MPa. b) Plano XZ. c) Vista en 3D.

En el caso  $C_{min}$  (ver Figura 8), la tensión principal máxima no se encuentra en la superficie, sino a 0,12 mm por debajo de la misma y en la interface parche-cartílago. En consecuencia, la tensión principal máxima no es idéntica a la presión máxima, y la reducción del 21,24% de dicha presión máxima respecto al caso  $C_{pe}$  no se refleja en una disminución equivalente de la tensión máxima en el material deformable (10,36%, ver Tabla 2). Estos resultados son consistentes con las observaciones de Venäläinen et al. (2016) señaladas previamente, dado que las tensiones de contacto se elevan en la región adyacente al defecto. Si bien la disminución del módulo elástico produce un aumento de la tensión principal en la interfase, los valores alcanzados en la simulación no llegan al umbral de tensión capaz de provocar muerte celular en el tejido circundante al defecto.



**Figura 8:** Tensión principal en el material deformable cuando  $E_c = 11,5$  MPa. a) Plano YZ. La tensión máxima en compresión es de 3,46 MPa. b) Plano XZ. c) Vista en 3D.

La Figura 9 muestra la altura del canal de lubricación para los casos  $C_{pe}$ ,  $C_{min}$  y  $C_{max}$ . Para facilitar la visualización, se presenta un acercamiento de la zona de la interfase parche-cartílago. Nuevamente se observa que, debido a la utilización del modelo EoP, la altura del canal no es axisimétrica, presentando diferencias al considerar los planos XZ (Figura 9a) y YZ (Figura 9b).

Cuando el módulo elástico del parche es mayor que el del material pre-existente (caso  $C_{max}$ ), la altura del canal disminuye en la zona tratada. Se observa que una mayor rigidez del material de relleno conduce a una menor deformación del mismo y, en consecuencia, a una menor separación entre las superficies articulares, tal como se comprueba en la Figura 9. Se aprecia, además, que cambia la ubicación de la altura mínima; en el caso  $C_{pe}$ , la altura mínima se encuentra en la zona sin tratar (Figura 9, curva azul), mientras que, para el caso  $C_{max}$ , la altura mínima se encuentra en la zona tratada (Figura 9, curva roja). Si bien la altura mínima presenta una disminución de 27,56% respecto al caso  $C_{pe}$  (ver Tabla 2), se aprecia en la curva roja de la Figura 9b que, en  $y = 7,13$  mm, la altura del canal disminuye hasta un 32,7%.

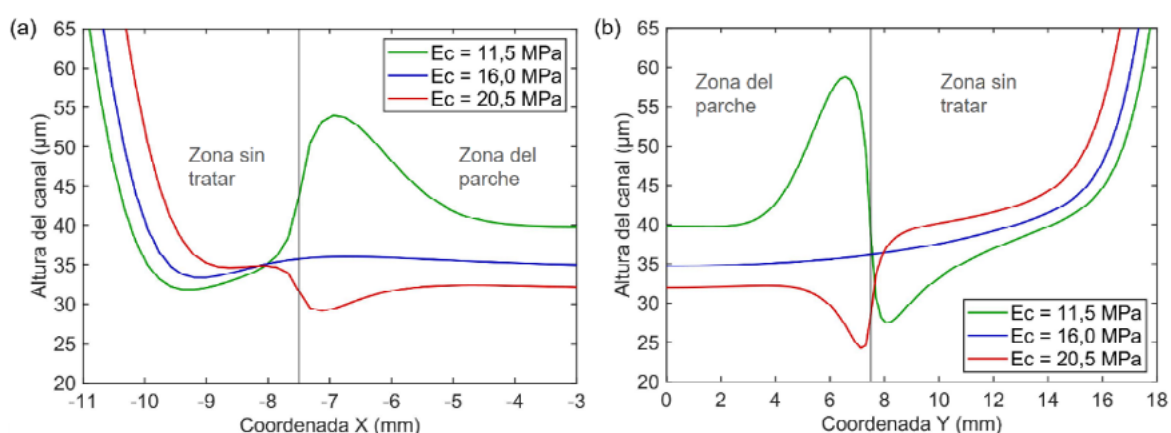


Figura 9: Altura del canal para los casos  $C_{min}$ ,  $C_{pe}$  y  $C_{máx}$ . (a) En el plano XZ. (b) En el plano YZ.

Para el caso  $C_{min}$ , la altura del canal aumenta en la zona del parche y disminuye en la zona sin tratar (ver Figura 9, curva verde). El uso de un material de relleno con un módulo de elasticidad menor al del material preexistente, provoca un aumento de hasta un 7% de las presiones en la zona sin tratar, lo cual conlleva a una disminución del 17,60% de la altura mínima respecto al caso  $C_{pe}$  (ver Tabla 2). Además, en la Figura 9b se observa que, en  $y = 8,06$  mm (región del cartílago), la altura del canal disminuye hasta un 32% respecto al caso  $C_{pe}$ . No obstante, la altura del canal para el caso  $C_{min}$  se corresponde a un régimen de lubricación de película delgada y las superficies articulares se encuentran completamente separadas entre sí, siendo esto deseable para reducir el desgaste mecánico.

En síntesis, un material de relleno con un módulo elástico ( $E_c$ ) mayor o menor que el del material preexistente conduce a una reducción de la altura mínima del canal y al acercamiento de las superficies articulares. En el primer caso, la disminución ocurre en el parche, y en el segundo caso, ocurre en el cartílago natural. En particular, en el caso  $C_{max}$ , se obtiene una altura mínima del canal de  $24,16 \mu\text{m}$  (ver Tabla 2), valor inferior a la altura mínima límite considerada de  $25 \mu\text{m}$ . Esto indicaría que, para dicho caso, se tiene un régimen de lubricación mixto, favoreciendo el desgaste de las superficies articulares. Por lo tanto, sería recomendable que el módulo elástico del parche sea inferior a 20,5 MPa.

## CONCLUSIONES

Se analizaron tres casos con el fin de comparar el desempeño de una articulación de rodilla sana en contraposición a una que haya sido sometida a un procedimiento quirúrgico como lo son las microfracturas o los injertos osteocondrales.

Los principales resultados de este trabajo indican que:

- Tanto el aumento como la disminución del módulo elástico del material de relleno respecto al del cartílago, provocan una disminución de la altura mínima del canal de lubricación y promueven el acercamiento de las superficies articulares. La ubicación de dicha altura mínima varía, encontrándose en la zona sin tratar cuando  $E_c = 11,5$  MPa, y en la región del parche, cuando  $E_c = 20,5$  MPa.
- Un módulo de elasticidad del material de relleno de 20,5 MPa conduce a una tensión principal máxima de 4,46 MPa, cercana a la tensión asociadas con apoptosis de condrocitos (4,5 MPa). Adicionalmente, las tensiones principales que se observan en las zonas ocupadas por cartílago natural son como máximo de 3,07 MPa, un valor menor a dicho umbral.
- En el escenario con  $E_c = 20,5$  MPa, la altura mínima del canal correspondería a un régimen de lubricación mixta que favorece al desgaste de las superficies, por lo que sería deseable utilizar un material de relleno con un módulo elástico menor en donde se predice un régimen de lubricación de película delgada y las superficies articulares estarían completamente separadas.
- Para el caso del mínimo valor de módulo elástico de relleno ( $E_c = 11,5$  MPa), la presión ejercida por el fluido en el parche disminuye en una proporción distinta a la de las tensiones en el material deformable (21,24% y 10,36%, respectivamente). Asimismo, se ha encontrado que la disminución del módulo de elasticidad del material de relleno conduce al aumento de la tensión en la región adyacente al defecto. Sin embargo, el valor mínimo de  $E_c$  considerado en este trabajo no conlleva a una tensión máxima que alcance el umbral de tensión capaz de provocar la muerte celular en el tejido circundante al defecto.

Los resultados fueron obtenidos a partir de un modelo de la articulación de rodilla bajo consideraciones simplificadoras relacionadas con el comportamiento del fluido sinovial, el mecanismo de deformación del cartílago articular, la geometría de la articulación, las cargas y las velocidades actuantes. Sin embargo, este modelo podría servir como base para otros modelos más realistas, donde se consideren, por ejemplo, las características no Newtonianas del fluido sinovial, la viscoelasticidad del cartílago, o estudios transitorios donde las cargas y velocidades aplicadas sobre la articulación varían a lo largo del ciclo de la marcha.

## AGRADECIMIENTOS

A la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos por los recursos necesarios para la realización de este trabajo a través del PID 6243.



## REFERENCIAS

- Berli, M.E. (2010). *Solución numérica de un modelo de lubricación visco-elastohidrodinámica de prótesis de rodilla*. Tesis de Magíster en Tecnología Química, Universidad Nacional del Litoral. Biblioteca Virtual de la UNL. <https://bibliotecavirtual.unl.edu.ar:8443/handle/11185/424>
- DeFroda, S. F., Bokshan, S. L., Yang, D. S., Daniels, A. H., & Owens, B. D. (2021). Trends in the surgical treatment of articular cartilage lesions in the United States from 2007 to 2016. *Journal of Knee Surgery*, 34(14), 1609–1616. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1712946>
- Di Paolo, J., & Berli, M. E. (2006). Numerical analysis of the effects of material parameters on the lubrication mechanism for knee prosthesis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(2), 79-89. <https://doi.org/10.1080/10255840500523139>
- Di Puccio, F., & Mattei, L. (2015). Biotribology of artificial hip joints. *World Journal of Orthopedics*, 6(1), 77-94. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.77>
- Fish, J., & Belytschko, T. (2007). *A first course in finite elements*. Wiley. <https://doi.org/10.1002/9780470510858>
- Forriol Campos, F. (2002). El cartílago articular: Aspectos mecánicos y su repercusión en la reparación tisular. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 46(5), 380–390. Recuperado de <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirurgia-ortopedica-traumatologia-129-pdf-13038046>
- Hamsayeh Abbasi Niasar, E., & Li, L. P. (2023). *Characterizing site-specific mechanical properties of knee cartilage with indentation-relaxation maps and machine learning*. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 142, 105826. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105826>
- Hashemi, S., Amani, A. M., Abbasi, M., & Golchin, A. (2024). Development of three-dimensional printed biocompatible materials for cartilage replacement. En A. R. Nochehdehi, F. Nemavhola, S. Thomas, & H. J. Maria (Eds.), *Cartilage tissue and knee joint biomechanics* (pp. 425–452). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-90597-8.00015-3>
- Hinckel, B. B., Thomas, D., Vellios, E. E., Hancock, K. J., Calcei, J. G., Sherman, S. L., Eliasberg, C. D., Fernandes, T. L., Farr, J., Lattermann, C., & Gomoll, A. H. (2021). Algorithm for treatment of focal cartilage defects of the knee: Classic and new procedures. *Cartilage*, 13(1 Suppl), 473S–495S. <https://doi.org/10.1177/1947603521993219>
- Jin, Z., Yang, P., Cui, J., & Dowson, D. (2004). Transient elastohydrodynamic analysis of elliptical contacts. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 218(3), 211-224. <https://doi.org/10.1243/1350650041323403>
- Jin, Z. M., Dowson, D., & Fisher, J. (1995). Contact pressure prediction in total knee joint replacements. Part 1: General elasticity solution for elliptical layered contacts. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 209(1), 1–8. [https://doi.org/10.1243/PIME\\_PROC\\_1995\\_209\\_311\\_02](https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1995_209_311_02)
- Kraeutler, M. J., Kaenkumchorn, T., Pascual-Garrido, C., Wimmer, M. A., & Chubinskaaya, S. (2017). Peculiarities in ankle cartilage. *Cartilage*, 8(1), 12–18. <https://doi.org/10.1177/1947603516642572>

- Krakowski, P., Rejniak, A., Sobczyk, J., & Karpiński, R. (2024). Cartilage integrity: A review of mechanical and frictional properties and repair approaches in osteoarthritis. *Healthcare*, 12(16), 1648. <https://doi.org/10.3390/healthcare12161648>
- Kutaish, H., Klopfenstein, A., Obeid Adorisio, S. N., Tscholl, P. M., & Fucetese, S. (2025). Current trends in the treatment of focal cartilage lesions: A comprehensive review. *EFORT Open Reviews*, 10(4), 203–212. <https://doi.org/10.1530/EOR-2024-0083>
- Athanasίου, K. A., Darling, E. M., Hu, J. C., DuRaine, G. D., & Reddi, A. H. (2017). Articular cartilage (2.<sup>a</sup> ed.). CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781315194158>
- Lawrence, R. C., Felson, D. T., Helmick, C. G., Arnold, L. M., Choi, H., Deyo, R. A., Gabriel, S., Hirsch, R., Hochberg, M. C., Hunder, G. G., Jordan, J. M., Katz, J. N., Kremers, H. M., & Wolfe, F.; National Arthritis Data Workgroup. (2008). Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis & Rheumatism*, 58(1), 26–35. <https://doi.org/10.1002/art.23176>
- Loening, A. M., James, I. E., Levenston, M. E., Badger, A. M., Frank, E. H., Kurz, B., Nuttall, M. E., Hung, H.-H., Blake, S. M., Grodzinsky, A. J., & Lark, M. W. (2000). Injurious mechanical compression of bovine articular cartilage induces chondrocyte apoptosis. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 381(2), 205–212. <https://doi.org/10.1006/abbi.2000.1988>
- Long, H., Liu, Q., Yin, H., Wang, K., Diao, N., Zhang, Y., Lin, J., & Guo, A. (2022). Prevalence trends of site-specific osteoarthritis from 1990 to 2019: Findings from the Global Burden of Disease Study 2019. *Arthritis & Rheumatology*, 74(7), 1172–1183. <https://doi.org/10.1002/art.42089>
- Majtj, D. (2021). *Chondral Lesions of the Knee: An Evidence-Based Approach*. 103(7).
- Mansour, J.M. (2013). *Biomechanics of cartilage*.
- McCormick, F., Harris, J. D., Abrams, G. D., Frank, R., Gupta, A., Hussey, K., Wilson, H., Bach, B. Jr., & Cole, B. (2014). Trends in the surgical treatment of articular cartilage lesions in the United States: An analysis of a large private-payer database over a period of 8 years. *Arthroscopy*, 30(2), 222–226. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.11.001>
- Minas, T. (2011). Patient evaluation, cartilage defect, and evidence: Putting it all together. En T. Minas (Ed.), *A primer in cartilage repair and joint preservation of the knee* (pp. 31–46). Elsevier.
- Mostakhdemin, M., Nand, A., & Ramezani, M. (2021). Articular and Artificial Cartilage, Characteristics, Properties and Testing Approaches—A Review. *Polymers*, 13(12), 2000. <https://doi.org/10.3390/polym13122000>
- Petitjean, N., Canadas, P., Royer, P., Noël, D., & Le Floc'h, S. (2023). Cartilage biomechanics: From the basic facts to the challenges of tissue engineering. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 111(7). <https://doi.org/10.1002/jbm.a.37478>
- Richter, D. L., Schenck, R. C. Jr., Wascher, D. C., & Treme, G. (2016). Knee articular cartilage repair and restoration techniques: A review of the literature. *Sports Health*, 8(2), 153–160. <https://doi.org/10.1177/1941738115611350>
- Seedhom, B. B., & Shepherd, D. E. T. (1999). Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 58(1), 27–34. <https://doi.org/10.1136/ard.58.1.27>

- Seedhom, B. B., Longton, E. B., Wright, V., & Dowson, D. (1972). Dimensions of the knee. Radiographic and autopsy study of sizes required by a knee prosthesis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 31(1), 54-58. <https://doi.org/10.1136/ard.31.1.54>
- Sociedad Argentina de Reumatología (2010). *Guías Argentinas de Práctica Clínica para el Diagnóstico y Tratamiento de la Osteoartritis* (pp. 3-5).
- Su, Y., Wang, L., Greenberg, R. K., & Pedersen, D. R. (2011). Time-dependent elastohydrodynamic lubrication analysis of total knee replacement under walking conditions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 14(6), 539-548. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.524272>
- Vanwanseele, B., Jessica, P., Susan, C., & Mark, R. (2002). The effects of immobilization on the characteristics of articular cartilage: Current concepts and future directions. *Osteoarthritis and Cartilage*, 10(5).
- Venäläinen, M. S., Mononen, M. E., Salo, J., Räsänen, L. P., Jurvelin, J. S., Töyräs, J., Virén, T., & Korhonen, R. K. (2016). Quantitative evaluation of the mechanical risks caused by focal cartilage defects in the knee. *Scientific Reports*, 6(1), 37538. <https://doi.org/10.1038/srep37538>
- Wallace, I. J., Worthington, S., Felson, D. T., Jurmain, R. D., Wren, K. T., Maijanen, H., Woods, R. J., & Lieberman, D. E. (2017). Knee osteoarthritis has doubled in prevalence since the mid-20th century. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 114(35), 9332-9336. <https://doi.org/10.1073/pnas.1703856114>
- Weiss, B. A., Bou-Said, B., Ubal, S., & Di Paolo, J. (2019). The Phan-Thien and Tanner model applied to the lubrication of knee prostheses. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(8), 081008. <https://doi.org/10.1115/1.4043032>
- Weiss, B. A. (2022). *Articulaciones sinoviales artificiales de alta movilidad: Investigaciones para el desarrollo de prótesis de por vida* [Tesis doctoral].