



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**

**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA  
DR ERNESTO RAMOS BOURS**

**T E S I S**

**CARACTERIZACIÓN DE LAS CARGAS EN LA ARTICULACIÓN SUBASTRAGALINA  
POSTERIOR A LA OSTECTOMÍA PROXIMAL DE PERONÉ**

**QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA**

**PRESENTA:**

**Andrés Gutiérrez Figueroa**

**TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: David Lomeli Zamora**

**COMITÉ TUTOR: Juan Pablo Contreras Félix**

**Nohelia G. Pacheco Hoyos**

**Edgar Omar Pérez Gutiérrez**

**Hermosillo Sonora; agosto de 2021**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS  
VOTO APROBATORIO DEL COMITÉ DE TESIS**

Hermosillo Sonora a 22 de Septiembre del 2021

**DR. JORGE RUBÉN BÉJAR CORNEJO  
DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN; HOSPITAL GENERAL DEL  
ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS**

**A/A: COORDINACIÓN DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Por medio de la presente hacemos constar que hemos revisado el trabajo del médico residente de cuarto año: **Andrés Gutiérrez Figueroa** de la especialidad de **Ortopedia**. Una vez revisado el trabajo y tras la evaluación del proyecto por medio de seminarios hemos decidido emitir nuestro **voto aprobatorio** para que el sustentante presente su investigación en su defensa de examen y pueda continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista.



**David Lomeli Zamora  
Tutor principal**



**Juan Pablo Contreras Félix  
Asesor de tesis**



**Nohelia Pacheco Hoyos  
Asesor de tesis**



**Jaime Castillo Benavides  
Asesor de tesis**



**Edgar Omar Pérez Gutiérrez  
Asesor de tesis**

## **DEDICATORIA**

A mis padres, José Andrés Gutiérrez Calleros y Patricia Figueroa Prado, quiero agradecerles desde el fondo de mi ser porque sin su apoyo incondicional jamás habría logrado la mitad de lo que he logrado.

Al Dr. Lomelí quiero agradecerle por la enseñanza que me ha dejado en 4 años, tanto en lo ortopédico como en lo oncológico, así como su ayuda en los momentos oscuros de mi vida.

Al Dr. Contreras quiero agradecerle por extender su mano y ofrecer su ayuda cuando más lo necesite.

A Nohelia le agradezco por su ayuda en la elaboración de este documento y en el mantenimiento de mi cordura al encontrar dificultades durante este.

A los doctores Castillo, Cardoza, Pérez, Covarrubias, Cruz, Victoria, Silvas, Umaña, Monreal, Rojas, Cadena y Olivas les agradezco por ser parte de mi formación como ortopedista y por darme su confianza.

A los doctores Huitrón, Baidón, Castro y López les agradezco por ser como padres putativos en una etapa que fue nueva en mi vida y por ser una guía inequívoca.

A los doctores Ornelas, Monge y García les agradezco por ser compañeros de armas en las buenas y en las malas.

A Sara le agradezco por estar siempre ahí, siempre apoyándome, siempre una luz en la oscuridad.

Y a todos los aquí mencionados les agradezco sobre todo por su paciencia conmigo, una prueba muy difícil que no solicitaron y sin embargo llevaron a buen puerto.

## **ÍNDICE**

<b>RESUMEN</b>	5
<b>INTRODUCCIÓN</b>	6
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN</b>	9
<b>OBJETIVOS</b>	11
OBJETIVO GENERAL	11
OBJETIVO PARTICULAR	11
<b>HIPÓTESIS CIENTÍFICA</b>	12
<b>MARCO TEÓRICO</b>	13
<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b>	26
<b>RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>	29
<b>CONCLUSIONES</b>	33
<b>LITERATURA CITADA</b>	34

## RESUMEN

La gonartrosis unicompartmental medial es una patología muy frecuente, asociada a deformidad angular de rodilla en varo. A diferencia de la gonartrosis tricompartmental avanzada, la gonartrosis unicompartmental medial de grados 1 y 2 de Kellgren y Lawrence afecta a pacientes jóvenes, que debido a su nivel de actividad y la sobrevida actual de la prótesis unicompartmental no son candidatos ideales para su implantación. La osteotomía proximal de peroné, al compararse con las osteotomías altas de tibia en cualquiera de sus modalidades se asocia a una menor tasa de complicaciones. A diferencia de las osteotomías de apertura y de cierre, la osteotomía proximal del peroné no requiere de la implantación de material y el paciente puede apoyar al tolerar el dolor.

En estudios recientes se ha visto que aunado a la disminución del ángulo de varo de la rodilla, también se encuentra asociado un aumento en el valgo del tobillo. En 2021 Unal mediante el método de elementos finitos encontró un aumento en la carga que recibe el astrágalo posterior a este procedimiento.

En la actualidad no hay un estudio que caracterice lo que sucede con la articulación subastragalina posterior a la osteotomía proximal de peroné. Puede deducirse que los cambios angulares en rodilla y tobillo se deben a cambios angulares en la articulación subastragalina, y esto puede asociarse a aumentos en la carga en algunas de sus facetas.

En este estudio se realizará la aplicación de carga axial de 40 kg a un modelo de extremidad inferior previo y posterior a una osteotomía proximal de peroné, esperando caracterizar la reacción de las articulaciones del tobillo y la subastragalina posterior al procedimiento.

## INTRODUCCIÓN

La osteoartritis (OA) es una enfermedad notable por sus efectos en la degradación del cartílago articular, así como su afección a la articulación en su totalidad (Abramoff, 2019). Esta enfermedad es el resultado de la pérdida en el balance entre los procesos catabólicos y anabólicos en el cartílago articular y la inflamación de bajo grado en el cartílago, la membrana sinovial y el hueso, resultando en el desarrollo de cambios secundarios compensatorios que llevarán a la disfunción articular (Lambova, 2018).

Los factores de riesgo para padecer gonartrosis pueden dividirse en sistémicos, incluyendo la edad y factores genéticos, y locales, estos últimos refiriéndose principalmente a factores biomecánicos. De estos la edad es el factor de riesgo más importante, probablemente debido a la disminución en la capacidad regenerativa del organismo y a la acumulación de otros factores de riesgo (Glyn-Jones, 2015). La obesidad es un factor de riesgo que puede considerarse como local al aumentar la carga en la rodilla, pero que también puede considerarse sistémico, ya que se ha visto un aumento en la incidencia de OA de la mano, una articulación que no carga peso, en pacientes obesos (O'Neil, 2018).

El tratamiento de la gonartrosis comienza con opciones no quirúrgicas, que tienen su base en la educación del paciente, la modificación al estilo de vida y el control del dolor, su objetivo es mejorar la función y disminuir la progresión de la enfermedad (Murphy, 2016). Las modificaciones en el estilo de vida que afectan de mayor manera al desarrollo de la gonartrosis son el ejercicio y la pérdida de peso (Hunter, 2019). Los agentes farmacéuticos son claves para el manejo de la sintomatología de la enfermedad, así como la aplicación

intraarticular de corticosteroides, la viscosuplementación y el plasma rico en plaquetas (Glyn-Jones, 2015).

Las opciones quirúrgicas de tratamiento pueden dividirse en procedimientos con conservación de la articulación y procedimientos de reemplazo articular. Los procedimientos de preservación articular clásico incluyen la artroscopia, las osteotomías tibiales altas (Murphy, 2016), la distracción de la rodilla con fijador externo (Hunter, 2019) y la ostectomía proximal del peroné (Sugianto, 2021). Los procedimientos de reemplazo articular en la rodilla comprenden principalmente a las artroplastias unicompartmentales y la artroplastia total de rodilla (Hunter, 2019).

La artroplastia unicompartmental de rodilla es una opción terapéutica que tiene excelentes resultados para pacientes seleccionados, y la artroplastia total de rodilla (ATR) es la opción quirúrgica estándar en pacientes de edad avanzada con gonartrosis severa. En pacientes jóvenes estas opciones pueden no ser óptimas, la edad temprana al momento de la implantación es uno de los principales factores de riesgo para la cirugía de revisión, debido a la esperanza de vida limitada de los implantes usados actualmente (Hussain, 2016). Esto aunado a los altos costos de esta opción terapéutica hace que no sea una opción válida para todos los pacientes.

La ostectomía proximal del peroné es un procedimiento relativamente nuevo para el tratamiento de la gonartrosis del compartimiento medial de la rodilla. Consiste en la extracción de un segmento de 1 a 2 cm de peroné proximal, 6 a 10 cm distales a su cabeza, es un procedimiento relativamente sencillo, no requiere de ningún implante, se asocia a pocos eventos adversos y en cuanto a los resultados clínicos se ha visto que disminuye el dolor y



mejora la función de la rodilla, evidenciado en la mejoría de los puntajes funcionales (Sugianto, 2021).

Se ha encontrado posterior a esta cirugía una disminución en el ángulo de varo de la rodilla, así como una disminución del varo del tobillo y retropié que suelen encontrarse junto a esta patología (Guo, 2019). Sin embargo, se desconoce el impacto que esto puede tener en la articulación subastragalina, así como la causa de la disminución en estos ángulos.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN**

La OA es la causa principal de discapacidad en los Estados Unidos, y de este grupo de trastornos la gonartrosis es la más común. La prevalencia de esta enfermedad va en aumento junto con el alza de la esperanza de vida (Murphy, 2008). Un estudio encontró que aproximadamente el 89% de los pacientes mayores de 50 años sin datos radiológicos o clínicos de gonartrosis tienen cambios demostrables en resonancia magnética compatibles con esta enfermedad (Guerhazi, 2012).

Para el tratamiento quirúrgico de la gonartrosis se cuenta con un arsenal amplio, con métodos de preservación articular clásicos como la osteotomía de la tibia y métodos de reemplazo articular como la artroplastia unicompartmental y total. La osteotomía de tibia requiere de períodos prolongados sin apoyo y puede alterar la anatomía ósea de manera tal que complique la posterior aplicación de una artroplastia de rodilla. Por su parte, la artroplastia de rodilla es un procedimiento que tiene un precio muy alto y es altamente invasivo (Sugianto, 2021).

La osteotomía proximal del peroné es un procedimiento que recientemente ha demostrado potencial importante para el tratamiento de la gonartrosis unicompartmental medial. Se trata de un procedimiento económico y asequible que se asocia a una tasa muy baja de complicaciones (Sugianto, 2021). Este procedimiento tiene la capacidad de disminuir la presión en el compartimento medial, aumentándola en el lateral (Yazdi, 2014), por lo que podría ser una terapia adecuada para este padecimiento.

En el 2018 el doctor Villaescusa en esta misma institución realizó pruebas biomecánicas en cadáveres a los cuales les realizó una osteotomía proximal de peroné,

encontrando resultados favorables y, en el 2020 el doctor Huitron continuó con la línea de investigación, realizando mediante el método de elementos finitos su serie de experimentos en los que comprobó la redistribución de las cargas en las mesetas tibiales posterior a la ostectomía proximal de peroné en diferentes ángulos de varo.

Recientemente en el contexto de la ostectomía proximal del peroné han tomado importancia los cambios que posterior a su realización suceden en la articulación del tobillo (Jialiang, 2019). Este mismo autor en su estudio encontró mejoría en los ángulos del tobillo, así como disminución en el valgo del mismo. Sin embargo, no le dio importancia a la articulación subastragalina.

Los pacientes con genu varo generalmente tienen varo asociado de tobillo, posicionando al retropié en inversión, situación que se asocia a una disminución en el área de contacto en la faceta posterior del calcáneo, mientras se carga el mismo peso (Sangeorzan, 2018). Al corregir el varo del tobillo posterior a la ostectomía proximal del peroné también se corregirá la inversión del retropié, ocasionando una mejor distribución de las cargas.

Con el presente estudio buscamos mediante el uso del método de elementos finitos caracterizar los cambios en las articulaciones del tobillo y la subastragalina, para orientarnos al motivo que ocasiona la disminución de los ángulos de varo.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Caracterizar mediante el método de elementos finitos la redistribución de las cargas sobre la articulación subastragalina

### **OBJETIVO PARTICULAR**

Caracterizar mediante el método de elementos finitos el cambio en las cargas sobre las facetas articulares anterior, medial y posterior del calcáneo posterior a la ostectomía proximal del peroné

## **HIPÓTESIS CIENTÍFICA**

Se espera a encontrar posterior a la realización de una ostectomía proximal del peroné una redistribución en las cargas que reciben las facetas articulares del calcáneo, aumentando en la faceta posterior y la faceta medial.

## MARCO TEÓRICO

### ANATOMIA Y BIOMECANICA DE RODILLA, TOBILLO Y ARTICULACIÓN SUBASTRAGALINA

El fémur distal está formado por dos cóndilos, medial y lateral, que se encuentran separados en su porción anterior por una tróclea que recibe a la superficie articular de la patela. El cóndilo femoral medial es más grande que el lateral. La escotadura intercondílea es una estructura que separa ambos cóndilos distal y posteriormente, que sirve además como lugar de inserción para los ligamentos cruzados. (Insall, 2018)

La estructura ósea de la tibia proximal está conformada por dos mesetas, medial y lateral. La meseta medial es más grande y tiene un aspecto casi plano y la meseta lateral es casi convexa en aspecto, sin embargo, esta falta de conformidad entre las superficies articulares del fémur distal y la tibia proximal es compensada por los meniscos que aumentan la congruencia entre las superficies articulares y el área de contacto de una manera considerable. Además de esto los meniscos guían la rotación del fémur sobre la tibia y estabilizan su traslación (Flandry, 2011). Ambas mesetas tienen una inclinación posterior de aproximadamente 10 grados y entre ellas se encuentra una depresión, la fosa intercondílea, en la que de anterior a posterior se insertan el cuerno anterior del menisco medial, el ligamento cruzado anterior y el cuerno anterior del menisco lateral. Posterior a estas estructuras se encuentran los tubérculos medial y lateral. Posterior a estos tubérculos se insertan los meniscos lateral y medial. El ligamento cruzado posterior se inserta en el margen posterior de la tibia entre ambos cóndilos. (Insall, 2018)

La superficie articular de la cabeza del peroné se dirige hacia arriba y anteromedial para articular con la porción posterolateral de la metafisis tibial. La apófisis estiloides se proyecta de la porción superior y posterolateral del peroné y sirve como sitio de inserción

para el ligamento colateral lateral, el bíceps femoral, el ligamento arqueado y el ligamento fabelofibular. (Insall, 2018)

El tobillo está formado por 3 elementos óseos, la tibia, el peroné y el astrágalo. La tibia y el peroné en sus extremos distales forman una mortaja en la cual encaja la superficie superior del astrágalo, una cara convexa, lisa y en forma de domo, que al ser más ancha anterior que posteriormente ocasiona que en la dorsiflexión se ajuste aún más la mortaja sobre el astrágalo y el peroné se desplace lateralmente. Son superficies con alto grado de conformidad, por lo que el peso se distribuye en un área amplia. (Coughlin, 2009)

La mortaja del tobillo se encuentra rotada aproximadamente 20 a 30 grados con respecto a la rodilla y la tibia transmite aproximadamente 5/6 de la carga, mientras el peroné transmite el sexto restante. (Vosseler, 2018)

Para la estabilidad de la mortaja es muy importante la sindesmosis, que es una estructura que une fuertemente al peroné y la tibia distales, y que cuando se lesiona se relaciona con la aparición de artrosis postraumática debido a la distribución deficiente de cargas al astrágalo. La sindesmosis está formada por los ligamentos tibioperoneos anterior y posterior, el ligamento tibioperoneo transverso y la membrana y ligamento interóseos. (Coughlin, 2009)

Al encontrarse de pie la estabilidad del tobillo está dada por la conformidad de sus superficies articulares, sin embargo durante la marcha son importantes los ligamentos. El ligamento deltoideo se encuentra en el lado medial del tobillo, su porción superficial cuenta con tres haces que de la tibia se dirigen al astrágalo, al calcáneo y al navicular, mientras su porción profunda, más fuerte, se dirige de la profundidad del maléolo medial al cuerpo del astrágalo. (Sangeorzan, 2018) En la cara lateral del tobillo aparecen 3 ligamentos que parten

de la porción distal del peroné, son el peroneoastragalino anterior, el peroneocalcáneo y el peroneoastragalino posterior. (Gray, 2020)

El tobillo es, siempre que se conserve la integridad osteoligamentaria, una articulación con un solo grado de libertad, permitiendo solo la flexión dorsal y plantar en un rango de 70-80 grados. Esto significa que a través de los movimientos de abducción, aducción, supinación, pronación, eversión e inversión del pie las superficies articulares de la tibia y peroné distales son equidistantes a la superficie articular del astrágalo, cambiando esta distancia solo entre la flexión plantar y dorsal. (Kapandji, 2011)

La articulación subastragalina une la superficie inferior del astrágalo con la superficie superior del calcáneo. El astrágalo cuenta con dos superficies articulares en su porción inferior que articulan con el calcáneo, una anterior, de menor tamaño, y una posterior más grande. Por su parte, el calcáneo cuenta con 3 superficies articulares. Sus facetas anterior y medial articulan con la faceta anterior del astrágalo, y su faceta posterior articula con la faceta posterior del astrágalo. La faceta medial se encuentra en el sustentaculum tali. (Kapandji, 2011)

La porción posterior de la articulación subastragalina funciona como un cilindro, mientras que su porción anterior y medial actúan como una esfera, y esto ocasiona que solo haya congruencia articular en la posición de carga. Durante la pronación la porción anterior del calcáneo se dirige hacia lateral y la faceta medial funciona como un pivote alrededor del cual el astrágalo se dirige hacia anteroinferior, ocasionando que la faceta posterior del calcáneo se encuentre descubierta en su porción posterosuperior; lo inverso sucede en la supinación, dirigiéndose la porción anterior del calcáneo hacia medial, el astrágalo hacia posterosuperior y quedando descubierta la porción anteroinferior de la faceta posterior del



calcáneo. En estas posiciones entonces la estabilidad la confieren los ligamentos, no las estructuras óseas. (Kapandji, 2011)

La articulación subastragalina tiene su mayor conformidad de superficies en la posición intermedia, a partir de la cual se pueden caracterizar la inversión y la eversión. Durante la inversión del pie ocurren 3 movimientos en el extremo anterior del calcáneo: Ocurre una depresión asociada a flexión plantar, un desplazamiento medial y una rotación hacia medial sobre su eje. Lo opuesto ocurre en la eversión: Ascenso del extremo anterior asociada a flexión dorsal, desplazamiento lateral y rotación lateral sobre su eje. (Kapandji, 2011)

La aducción del pie se define como el movimiento mediante el cual la punta del pie se dirige hacia la línea media del cuerpo. La abducción del pie se define entonces como el movimiento en el cual la punta del pie se dirige hacia fuera de la línea media del cuerpo. La pronación es en el pie el movimiento mediante el cual con la rotación sobre el eje longitudinal del pie la suela de este se dirige hacia lateral, siendo lo opuesto verdad sobre la supinación del pie. La inversión es un movimiento complejo que asocia la aducción, supinación y leve extensión. Si se cancela la extensión del tobillo, como en el caso del apoyo, nos genera un varo del retropié. La eversión es el movimiento contrario a la inversión, asociando la abducción, pronación y flexión. Al cancelar el componente de flexión se obtendrá un valgo del retropié. (Kapandji, 2011) Podemos entonces concluir que el varo se asocia a inversión del retropié y el valgo a eversión del retropié.

En cuanto a la distribución de las cargas sobre las facetas del calcáneo se han hecho 2 estudios cadavéricos importantes muy similares: Wang en 1995 y Wagner en 1992. Ambos encontraron que la faceta posterior carga más peso que la anterior, pero no diferenciaron

entre las facetas anterior y medial. Ambos autores encontraron que la faceta posterior recibe aproximadamente el 75% de la carga. (Wang, 1995, Wagner, 1992)

El nervio peroneo común proviene de las raíces de L4, L5, S1 y S2. Desciende de la fosa poplíteica oblicua y lateralmente, medial al bíceps femoral, entre este y el gastrocnemio lateral dirigiéndose a la cabeza del peroné. Se dirige entonces al compartimiento anterolateral, curvando el cuello del peroné por su superficie lateral, profundo al peroneo largo, dividiéndose entonces en sus ramas superficial y profunda. (Gray, 2020)

## DEFORMIDAD ANGULAR DE RODILLA Y GONARTROSIS

Las deformidades angulares de rodilla son muy frecuentes y pueden presentarse en tres planos, sagital, coronal y rotacional. De estos, las del plano coronal son las más frecuentemente encontradas en pacientes con gonartrosis. La deformidad de rodilla más común es el genu varo, que causa sobrecarga del compartimiento medial de la rodilla. (Nguyen, 2019) Se habla de doble varo cuando además de la mala alineación mecánica se asocia una insuficiencia ligamentaria lateral, y de triple varo cuando a esto se asocia un recurvatum (Insall, 2018).

La etiología de la deformidad angular de rodilla en el adulto es variable; puede ser causada por cualquier trastorno que durante cierto tiempo ejerza presión sobre una de las caras de las placas epifisarias de la rodilla, principalmente durante los periodos de crecimiento rápido; es por esto que cualquier enfermedad que condicione un reposo prolongado en cama puede dar como resultado un genu recurvatum. Otras etiologías que condicionan estas deformidades son los trastornos hereditarios del tejido conjuntivo y los traumatismos. (Smillie, 1977)

La rodilla tiene un ángulo fisiológico de valgo de aproximadamente 5 grados cuando se toma en cuenta la intersección entre el eje diafisiario del fémur y el eje diafisiario de la tibia, llamado ángulo femorotibial. El eje diafisiario de la tibia forma con la línea articular un ángulo de 93 grados, mientras el eje diafisiario del fémur forma con la línea articular un ángulo de 77 grados. Tomando en cuenta esto tendremos entonces que un ángulo femorotibial menor a 170 grados se considerará genu valgum y un ángulo femorotibial mayor a 177 grados se considerará genu varum. (Muñoz, 2011)

El eje mecánico de la extremidad inferior consiste en una línea que une tres articulaciones de la extremidad inferior, dirigiéndose de la cabeza femoral al centro del astrágalo. Este eje en condiciones normales debe pasar por el centro de la rodilla o a no más de 10 mm de ella. Se habla de genu varum si el eje mecánico pasa 10 mm o más medial a las espigas tibiales. (Muñoz, 2011)

La gonartrosis es una enfermedad multifactorial en la que se encuentran involucrados factores genéticos, diabetes, obesidad, sinovitis, mediadores de la inflamación, trauma, síndromes metabólicos, la alineación de la rodilla y muchos otros más. Sin importar su etiología la gonartrosis se caracteriza por el daño al cartílago articular, la formación de osteofitos, esclerosis del hueso subcondral y la formación de quistes subcondrales (Lespasio, 2017). Se trata de la enfermedad articular más frecuente en el mundo, para la cual no hay una cura definitiva más que el reemplazo articular (Glyn-Jones, 2015).

El cartílago hialino es el más abundante en el cuerpo humano y es además el responsable de cubrir las articulaciones. Con una inspección macroscópica el cartílago articular sano es liso, brillante y blanco; microscópicamente está altamente organizado, siendo formado por 4 zonas, superficial, transicional, radial y calcificada. Su matriz está

formada por colágeno y proteoglicanos, componentes estructurales del cartílago cuya función es soportar carga (Carballo, 2017).

Para su función biomecánica es práctico dividir al cartílago articular en 2 fases, la fase líquida, formada por agua y iones, y la fase sólida que está constituida principalmente por la matriz extracelular. La interacción entre proteoglicanos y el líquido intersticial le provee de una resistencia compresiva importante al cartílago articular a través de fuerzas de repulsión electrostáticas negativas. Al aumentar la presión en el cartílago articular esto hace que fluido intersticial salga de la matriz extracelular, y al retirarse esta presión, el fluido es reabsorbido por el cartílago articular (Carballo, 2017).

La gonartrosis es una enfermedad progresiva en la que el cartílago articular de la rodilla sufre destrucción, pero al tratarse de una enfermedad multifactorial no es fácil determinar una etiología concreta a la cual pueda atribuirse su aparición. En tiempos anteriores se creía que la gonartrosis, así como la artrosis en otras articulaciones, se debía solamente a factores mecánicos. La gonartrosis primaria o idiopática se presenta principalmente en pacientes de edad avanzada en los que los mecanismos compensatorios para la estabilización de la articulación de la rodilla, como la hipertrofia muscular, se encuentran disminuidos, además de la abundante evidencia que la obesidad es un factor de riesgo importante para su aparición. (Carballo, 2017)

En tiempos más recientes la inflamación ha cobrado importancia como factor etiológico de la gonartrosis. La degradación del cartílago articular es causada por enzimas que degradan matriz, tales como la “A disintegrin and metalloproteinase with thrombospondin motif” (ADAMTS), que degrada agreganos y las metaloproteinasas de matriz (MMPs), que degradan colágeno. En la artrosis los condrocitos secretan altos niveles de citocinas proinflamatorias como la interleucina 1 beta (IL-1B) y el factor de necrosis

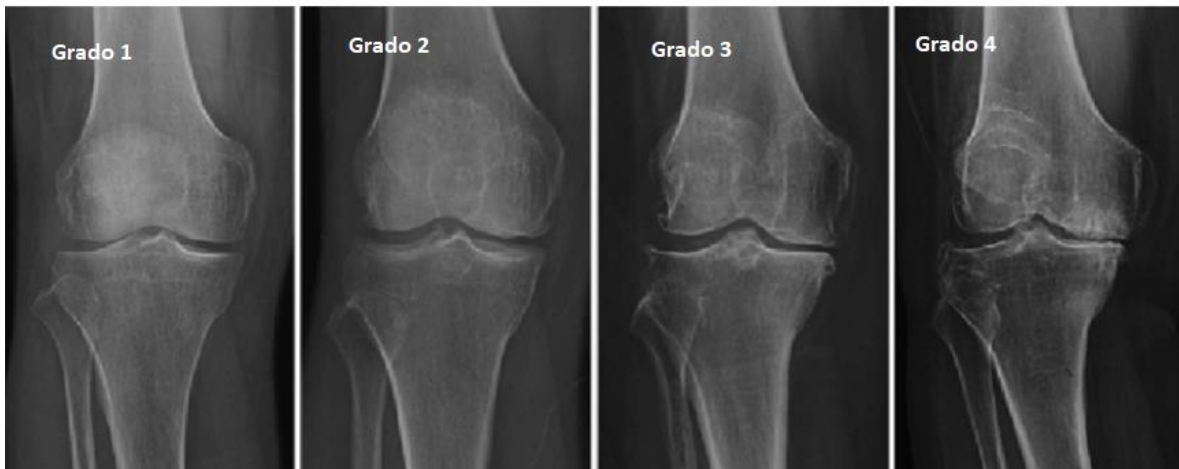
tumoral (TNF-a) que activan enzimas degradadoras de matriz. Además, la osteoartrosis humana se acompaña de sinovitis e infiltración de mononucleares. (Harris, 2019)

La sintomatología de esta patología es variable, pero el síntoma cardinal es el dolor en la rodilla. La semiología del dolor de rodilla puede ser variable, encontrándose en ocasiones un dolor que puede ser sordo o exquisito, puede ser intermitente, desde leve hasta muy severo, y puede acompañarse de disminución en los rangos de movilidad, inflamación y crépitos. Estos síntomas causan que los pacientes tengan dificultad realizando sus tareas de la vida diaria, así como caminando y subiendo o bajando escaleras, lo cual disminuye de manera considerable la calidad de vida. (Abramoff, 2019)

La gonartrosis puede dividirse en primaria o idiopática y secundaria (generalmente debida a traumatismos). Además de esto puede dividirse según los compartimentos afectados en unicompartimental, bicompartimental o generalizada. La clasificación más usada para la gonartrosis es la de Kellgren y Lawrence, que la divide en 4 grupos según el aspecto radiológico en diferentes proyecciones radiológicas de la rodilla:

- Grado 1: Dudosa disminución de espacio interarticular y posibles osteofitos
- Grado 2: Presencia definitiva de osteofitos y posible disminución del espacio interarticular
- Grado 3: Múltiples osteofitos, presencia definitiva de disminución del espacio interarticular, esclerosis subcondral y dudosa deformidad articular
- Grado 4: Grandes osteofitos, disminución de espacio interarticular, esclerosis subcondral y deformidad articular (Michael, 2010)

#### Clasificación de Kellgren y Lawrence



La gonartrosis es una enfermedad muy frecuente que debido al aumento etario poblacional solo se volverá más prevalente. Actualmente se encuentra en el 33.5% de los adultos mayores a 65 años en los Estados Unidos de América. Es además una de las principales causas de discapacidad a nivel mundial (Glyn-Jones, 2015).

Para su tratamiento se cuenta con múltiples medidas tanto conservadoras como quirúrgicas. Las modificaciones al estilo de vida son el primer escalón en el tratamiento de esta patología. Deben limitarse actividades de alto impacto para las rodillas tales como correr sobre superficies duras y brincar, en cambio deben recomendarse actividades como la natación y el ciclismo estacionario. Debe combatirse la obesidad del paciente ya que el peso está relacionado directamente con la intensidad de la sintomatología (Murphy, 2008).

La fisioterapia es una opción terapéutica que es apoyada por la evidencia científica reciente, consta de ejercicios de fortalecimiento que ayudarán a la estabilización de la articulación, ejercicios aeróbicos y ejercicios de rango de movimiento para evitar contracturas. (Abramoff, 2019)

La farmacoterapia efectiva en esta enfermedad es limitada, ya que para su tratamiento se utilizan principalmente antiinflamatorios no esteroides (AINEs). Además de esto, la

inyección intraarticular de corticosteroides junto con anestésicos locales son eficaces en el control de la gonalgia. El uso de viscosuplementación intraarticular con hialuronato también se ha usado de manera efectiva para el manejo del dolor. (Abramoff, 2019) En un metaanálisis reciente se encontró que el plasma rico en plaquetas es más efectivo que la viscosuplementación en el alivio sintomático de esta patología. (Tang, 2020)

Las osteotomías tibiales altas son una opción terapéutica viable para la gonartrosis leve del compartimento medial. Las más usadas son las de cuña de apertura medial, cuña de cierre lateral, curviplana y de apertura medial por callotaxis. Estas cirugías tienen indicaciones muy similares a la ostectomía proximal del peroné, Dolor que impide las actividades de la vida diaria, evidencia radiográfica de artrosis confinada al compartimento medial, motivación del paciente para la rehabilitación y el uso de muletas. (Canale, 2019) Este tipo de osteotomías tiene complicaciones puntuales que no se encuentran en la ostectomía proximal del peroné, tales como la pseudoartrosis y la recurrencia del varo.

El reemplazo articular unicompartmental es otra opción quirúrgica viable para la gonartrosis del compartimiento medial, ya que se ha comprobado alivio sintomático similar al de la artroplastia total de rodilla. A diferencia de esta última, la sobrevida de los componentes es de aproximadamente 10 años. Además de esto, los costos de su aplicación son muy elevados. (Canale, 2019)

## OSTECTOMÍA PROXIMAL DE PERONÉ

La ostectomía proximal es una cirugía relativamente nueva, usada principalmente en los países asiáticos. Esta cirugía consiste en el retiro de 1 cm de peroné en los 6 a 10 cm distales a la cabeza del peroné. La ventaja que tiene la ostectomía proximal del peroné frente

a otras osteotomías de la rodilla es la más rápida recuperación de los pacientes, el que no se necesite material y que el paciente puede ponerse a apoyar la extremidad en cuanto tolere el dolor. Esta cirugía se realiza óptimamente en pacientes jóvenes con artrosis unicompartimental medial y varo de rodilla. (Wang, 2017)

Huitron en el 2020 realizó un experimento mediante el método de elementos finitos en el que realiza una ostectomía proximal de peroné en rodillas con varo de 0, 5 y 10 grados y posteriormente aplicaba una carga de 40 kg, encontrando una disminución importante de la carga en el compartimento medial de la rodilla posterior a la ostectomía, así como un aumento en la carga en el compartimento lateral. Además, encontró una disminución en el ángulo de varo posterior a la ostectomía. Resultados similares en cuanto a la distribución de cargas fueron encontrados en el 2013 por Hamidreza. (Huitron, 2020)

La disminución en el ángulo de varo de la rodilla es algo que se ha visto en otros estudios. En su estudio publicado en china se encontró que al disminuir el varo en la rodilla, visto como un cambio en el ángulo femorotibial, no hay un cambio en la longitud del peroné, por lo que esto no puede ser la causa de la disminución del varo en la rodilla. Lo que él encontró es que hay un aumento de valgo en el tobillo, así como un aumento en la pronación de la articulación subastragalina. (Guo, 2019)

En la actualidad no hay estudios en los que se caracterice biomecánicamente los cambios en las articulaciones del tobillo y subastragalina que justifiquen el cambio notado por Guo en 2019. Sin embargo, mediante el método de elementos finitos Unal demostró un aumento en la carga sobre el domo del astrágalo de aproximadamente 7%. (Unal, 2021)



## MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

El método de elementos finitos se basa en el máximo que virtualmente cada fenómeno en la naturaleza puede ser descrito, con ayuda de las leyes de la física, por múltiples ecuaciones algebraicas, diferenciales o integrales. Este método de estudio de fenómenos naturales se basa en la división de una estructura a estudiar en subdominios simples a los que se les llama elementos finitos. Estos subdominios, o elementos finitos, son formas geométricas que permiten el cálculo de su solución y se unen con otros en puntos elegidos, llamados nodos. Sobre cada elemento finito, las funciones de aproximación se derivan bajo la idea básica de que cualquier función continua puede ser representada por una combinación lineal de polinomios algebraicos. Para la formulación de un modelo de elementos finitos se necesitan de 3 pasos fundamentales: Dividir el total en partes, buscar una aproximación a la solución sobre cada parte mediante una combinación de valores nodales y funciones, y dividir las relaciones algebraicas entre los valores nodales de la solución para cada parte, posteriormente ensamblarlas para el total. (Martinez, 1998)

El método de elementos finitos se ha usado en el estudio de la biomecánica y los implantes en ortopedia desde hace ya más de 40 años, comenzando a utilizarse poco después de la introducción de los reemplazos articulares de rodilla y cadera. Este método de abstracción de la realidad aplicado a la biomecánica del ser humano ha probado ser una estrategia útil para el estudio de la ortopedia, aunque cuenta aún con limitaciones, estas derivadas principalmente de la falta de datos experimentales disponibles, ya que la fiabilidad del estudio de cualquier sistema con elementos finitos depende de la fiabilidad y abundancia de datos sobre este sistema que se ingresen a la simulación. Los estudios de elementos finitos

son. No obstante, una herramienta que resulta invaluable en el estudio de ciertos fenómenos biomecánicos tales como es el caso de este trabajo (Taylor, 2019).

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

### **Tipo de estudio:**

- Estudio experimental básico por método de elementos finitos en el que el investigador manipula y controla el estudio

### **Especificaciones generales:**

- Método de observación: Transversal
- Temporalidad: Prospectivo
- Diseño de estudio: Muestreo no probabilístico
- Tipo de análisis: Cuantitativo
- Alcance del estudio: Exploratorio y descriptivo

### **Especificaciones de la muestra:**

- Las simulaciones se realizaron con el programa de diseño asistido por computadora Solid Works

### **Periodo de estudio:**

- Agosto y septiembre del 2021

### **Criterio de selección:**

- Simulación de extremidad inferior en tres dimensiones que consiste de solo tejido óseo (femur, tibia, perone, astragalo y calcaneo)

### **Aspectos éticos de la investigación:**

- Debido a la naturaleza del estudio que no requiere la participación de pacientes o cadáveres, no se requiere una revisión de aspectos éticos

### **Recursos humanos:**

- Residente de 4to año de ortopedia

- Ingeniero en mecánica
- Médicos especialistas en traumatología y ortopedia

**Recursos físicos:**

- Ordenador marca DELL modelo Inspiron 15 portátil
- Ordenador marca modelo Acer V Nitro
- Software Solidworks2018, SP5 Premium

**Recursos financieros:**

- El material para análisis y manejo de datos fueron proporcionados por el tesista y el ingeniero que apoyó el trabajo. La financiación del estudio la realiza el tesista

**Conceptos generales de las variables:**

- **Variables independientes:** Carga axial, eje femorotibial, ostectomía proximal de peroné,
- **Variables dependientes:** Carga en facetas articulares del astrágalo, carga en facetas articulares del calcáneo

**Descripción general del estudio:**

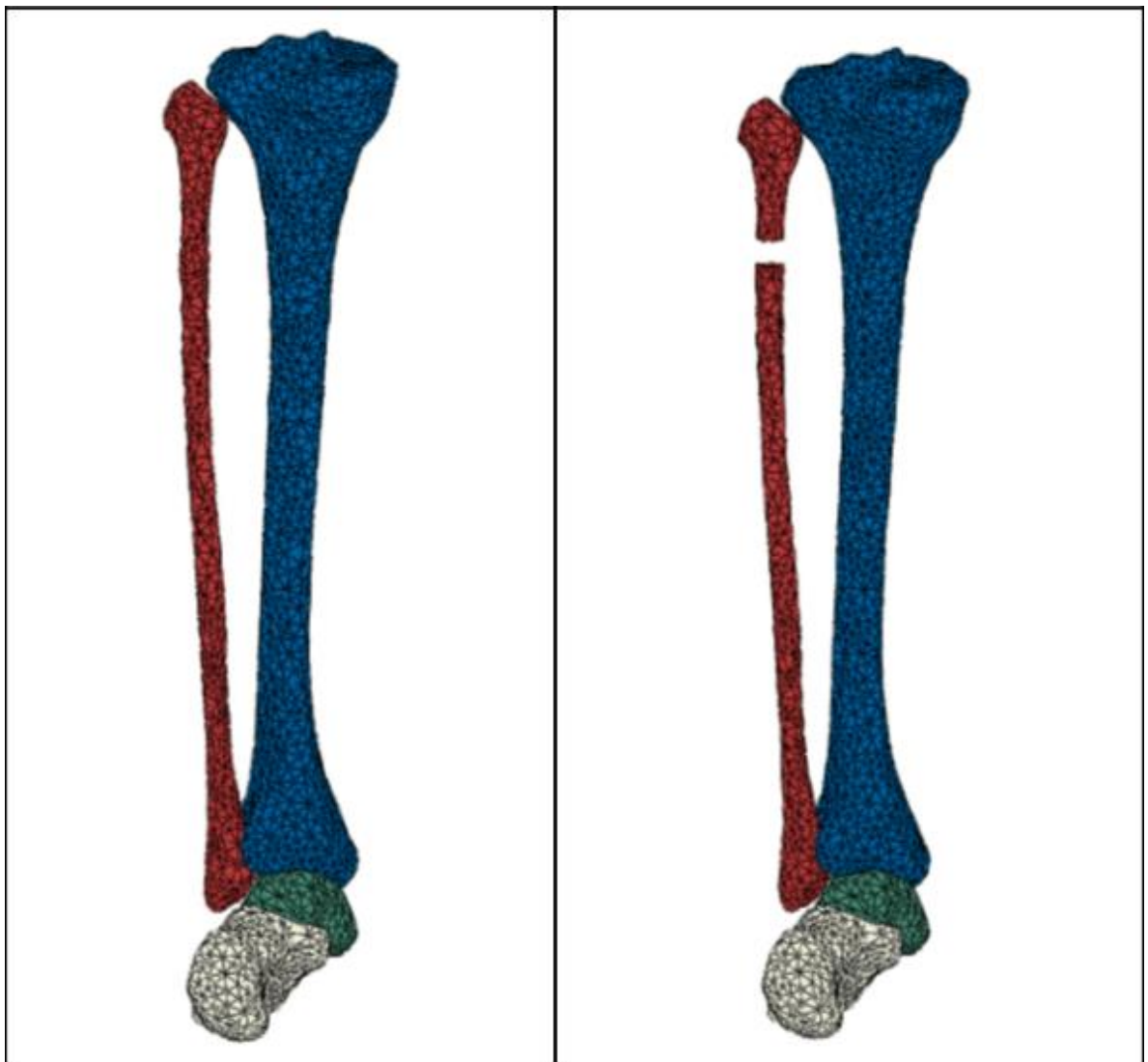
- Se realizó una simulación de una carga axial de 120 kg sobre una extremidad inferior con 5 grados de varo de rodilla con el peroné íntegro y se caracterizaron las cargas las facetas articulares del calcáneo
- Se realizó una simulación de una carga axial de 120 kg sobre una extremidad inferior con 5 grados de varo de rodilla con posterior a retirar 1 cm de peroné y se caracterizaron las cargas las facetas articulares del calcáneo
- El módulo elástico del hueso está establecido en  $16,000 \text{ N/mm}^2$  con un coeficiente de Poisson de 0.3 N/D

**Análisis de datos:**

- Los datos fueron analizados con el fin de observar los cambios en la distribución de la carga de las mesetas tibiales con la ostectomía proximal del peroné y las variaciones en los ángulos antes y después de impedir el movimiento de la articulación subastragalina
- Las programaciones y simulaciones fueron asistidas por el ingeniero Edgardo León.

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se realizaron dos simulaciones de carga axial de 126 kg previo y posterior a una ostectomía proximal de peroné y se observaron los cambios en la articulación subastragalina. Se encontró que posterior a la realización de la ostectomía proximal del peroné la carga que recibe la faceta anterior del astrágalo permanece igual, mientras que en las facetas medial y posterior esta aumenta.

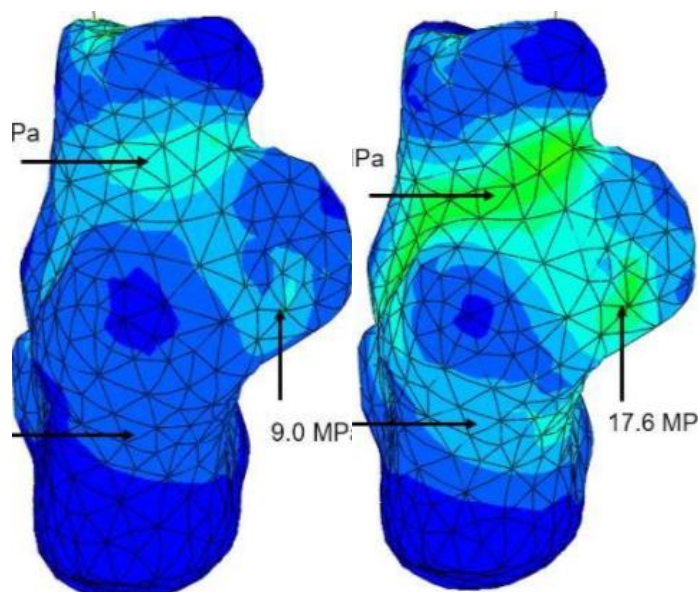


(Fig 1. Modelo óseo utilizado)

En la tabla 1 se especifican los resultados de ambas simulaciones con mediciones promedio en megapascales. Se encontró que en la rodilla con 5 grados de varo previo a la ostectomía la faceta posterior del calcáneo cargaba un máximo de 5.1 MPa, la medial 9.0 MPa y la anterior 4.73 MPa. En la simulación con ostectomía de peroné se encontró una carga en la faceta posterior máxima de 9.1 MPa, en la medial 17.6 MPa y en la anterior no se encontraron cambios MPa.

	Previo a ostectomía	Post ostectomía
Faceta posterior	5.1 MPa	9.1 MPa
Faceta medial	9 MPa	17.6 MPa
Faceta anterior	4.73 MPa	4.73 MPa

(Tabla 1. distribución de las cargas en MPa sobre las facetas articulares del calcáneo previo y posterior a ostectomía)



(Fig. 2, distribución de las cargas sobre las facetas articulares del calcáneo previo y posterior a ostectomía de perone)

Se observa en este experimento un aumento en la carga que reciben las facetas medial y posterior del calcáneo, siendo aún mayor en la medial este aumento. En la tabla 2 se expresan estos cambios en porcentajes.

	Cambio en % de carga recibida
Faceta posterior	+78.43%
Faceta medial	+95.5%
Faceta anterior	Sin Cambios

En 1992 Wagner y luego en 1995 Wang encontraron resultados muy similares en sus experimentos con cadáveres sobre la distribución de las cargas en las facetas del calcáneo, en las que la faceta posterior cargaba aproximadamente el 75% del peso. Esto no se encontró en este estudio, es posible que esto se deba a la ausencia de tejidos blandos en esta simulación.

Se esperaba encontrar un aumento en las cargas sobre las facetas posterior y medial del calcáneo, lo cual coincide con los resultados, sin embargo, la proporción en las que aumentaron no van de acorde a lo que se esperaba encontrar, principalmente por lo mencionado anteriormente, ya que la hipótesis se hizo con base en los estudios de Wang y Wagner.

Guo en su estudio del 2019 encontró cambios en la angulación del retropié y la inclinación astragalina posterior a la ostectomía del peroné, además midió la angulación de la articulación distal de la tibia respecto al eje diafisario, encontrándose este sin cambios. Midió también la longitud del peroné previo y posterior a la realización de la ostectomía, encontrando cambios de aproximadamente 0.03 mm en la longitud. Estos resultados nos



hablan de que la disminución en el varo de rodilla y retropié que se observan posterior a la ostectomía proximal del peroné no se deben en sí a cambios en la longitud del peroné o angulación de la tibia. Aún se desconoce a qué se deben estos cambios en la angulación pero es probable que se deban a cambios en la angulación del retropié.

Este estudio tiene limitaciones importantes, la principal es que debido a la naturaleza de este estudio y la ausencia de factores importantes tales como la musculatura, no pueden caracterizarse los cambios en las angulaciones de la rodilla, tobillo y retropié.

## CONCLUSIONES

La ostectomía proximal del peroné redistribuye las cargas recibidas sobre las facetas articulares del calcáneo.

Posterior a este procedimiento las facetas posterior y medial del calcáneo reciben un mayor porcentaje de la carga.

Este estudio apoya la teoría de que los cambios en la angulación de la rodilla y el tobillo se deben a cambios en la angulación del retropié.

Los estudios mediante elementos pueden aportar información relevante pero no sustituyen a los estudios cadavéricos o in vivo. En un futuro cuando se puedan hacer modelos más parecidos a la realidad serán estudios más fiables.

## LITERATURA CITADA

1. Abramoff B., Caldera F.. Osteoarthritis pathology, diagnosis, and treatment options. *Med Clin N Am* 2019; (): .
2. Glyn-Jones S., Palmer AJR., Agricola R., Price AJ., Vincent TL., Weinans H., Carr AJ.. Osteoarthritis. *Lancet* 2015; 386:367-387
3. Vina R.E., Kwoh C.E.. Epidemiology of osteoarthritis: literature update. *Current Opinion in Rheumatology* 2018; 30(2): 160-167
4. O'Neil T.W., McCabe P.S., McBeth J.. Update on the epidemiology, risk factors and disease outcomes of osteoarthritis. *Best practice and research clinical rheumatology* 2018; 32(2018):312-326
5. Murphy L., Schwartz T.A., Helmick C.G.. Lifetime risk of symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatology* 2008; 59(9): 1207-1213
6. Hunter D.J., Bierna-Zeinstra S.. Osteoarthritis. *Lancet* 2019; 393: 1745-1759
7. Sugianto J.A., Hadipranata T., Lazarus G.. Proximal fibular osteotomy for the management of medial compartment knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. *The Knee* 2021; 28(2021): 169-185
8. Guermazi A., Niu J., Hayashi D.. Prevalence of abnormalities in knees detected by MRI in adults without knee osteoarthritis: population based observational study (Framingham Osteoarthritis Study). *The BMJ* 2012; 345(2012): 1-13
9. Hussain S.M., Neilly D.W., Baliga S.. Knee osteoarthritis: a review of management options. *Scottish Medical Journal* 2016; 0(0):1-10

10. Yazdi H., Mallakzadeh M.. The effect of partial fibulectomy on contact pressure of the knee: a cadaveric study. *European Journal of Orthopedic Surgery and Traumatology* 2014; 2014(24):1285-1289
11. Flandry. F, Hommel G. . Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2011; 19(2):82-92
12. Scott N. W., Diduch D. R., Long W. J., Iorio R.. *Insall and Scott surgery of the knee*, Sixth ed. Philadelphia, PA.: Elsevier; 2018.
13. Abellan M. C., Aguilera V. J. M., Alvarez G. F., Cohi R. O., Dalmau C. A., Golano A. P., et al. *20 lecciones sobre patologia del pie*, 1a ed. Espana: Ediciones Mayo; 2009.
14. Coughlin M. J., Saltzman C. L., Anderson R. B. *Mann's surgery of the foot and ankle*, 9th ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2014
15. Greisberg J. K., Vosseller J. T. *Core knowledge in orthopaedics: foot and ankle*, 2nd ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2019
16. Kapandji A. I. *The physiology of the joints volume 2 the lower limb*, 6th ed. Philadelphia, PA: Elsevier; 2011.
17. Standring, S. (2020). *Gray's Anatomy*. Elsevier Gezondheidszorg.
18. Nguyen Pham, T., Alvarez Lopez, C. A., & Garcia Lorenzo, Y. C. (2019). Metodo facil para la medicion de deformidades angulares de la rodilla. *Revista Del Archivo Medico de Camaguey*, 23(2).
19. Md, C. S. L., Md, R. A. B., & Md, M. C. J. (2013). *Mann's Surgery of the Foot and Ankle, 2-Volume Set: Expert Consult: Online and Print (Coughlin, Surgery of the Foot and Ankle 2v Set)* (9th ed.). Mosby.

20. Lespasio, M. (2017). Knee Osteoarthritis: A Primer. *The Permanente Journal*, 21(4). <https://doi.org/10.7812/tpp/16-183>
21. Carballo, C. B., Nakagawa, Y., Sekiya, I., & Rodeo, S. A. (2017). Basic Science of Articular Cartilage. *Clinics in Sports Medicine*, 36(3), 413–425. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2017.02.001>
22. Harris, J. R., & Korolchuk, V. I. (2019). *Biochemistry and Cell Biology of Ageing: Part II Clinical Science*. Springer Publishing.
23. Md, G. J., & Vosseller, T. J. (2018). *Core Knowledge in Orthopaedics: Foot and Ankle* (2nd ed.). Elsevier.
24. Smillie, I. S. (1977). *Enfermedades de la Articulacion de la Rodilla* (1st ed.). Editorial Jims Barcelona.
25. Muñoz Gutiérrez, J. (2011). *Atlas de Mediciones Radiográficas en Traumatología y Ortopedia*. McGraw-Hill Education.
26. Sangeorzan, A., & Sangeorzan, B. (2018). Subtalar Joint Biomechanics. *Foot and Ankle Clinics*, 23(3), 341–352. <https://doi.org/10.1016/j.fcl.2018.04.002>
27. Wang, X., Wei, L., Lv, Z., Zhao, B., Duan, Z., Wu, W., Zhang, B., & Wei, X. (2017). Proximal fibular osteotomy: a new surgery for pain relief and improvement of joint function in patients with knee osteoarthritis. *Journal of International Medical Research*, 45(1), 282–289. <https://doi.org/10.1177/0300060516676630>
28. Martínez Pérez, T. N. (1998). *El metodo del elemento finito aplicado a la solucion de problemas de mecanica de materiales en una dimension*. UANL.
29. Taylor, M., & Prendergast, P. J. (2015). Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the opportunities? *Journal of Biomechanics*, 48(5), 767–778. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.019>

30. Unal, O. K., Dagtas, M. Z., & Demir, C. (2021). The Effects of Proximal Fibular Osteotomy on the Knee and Ankle Joints: a Finite Element Analysis. *Acta Chirurgiae Orthopedaicae et Traumatologiae Cechoslovaca*, 88(4), 313–320.
31. Guo J, Zhang L, Qin D, Chen W, Dong W, Hou Z, et al. (2019) Changes in ankle joint alignment after proximal fibular osteotomy. *PLoS ONE* 14(3): e0214002. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0214002>
32. Yang, Z. Y., Chen, W., Li, C. X., Wang, J., Shao, D. C., Hou, Z. Y., Gao, S. J., Wang, F., Li, J. D., Hao, J. D., Chen, B. C., & Zhang, Y. Z. (2015). Medial Compartment Decompression by Fibular Osteotomy to Treat Medial Compartment Knee Osteoarthritis: A Pilot Study. *Orthopedics*, 38(12). <https://doi.org/10.3928/01477447-20151120-08>
33. Michael, J. W. P., Schlüter-Brust, K. U., & Eysel, P. (2010). The Epidemiology, Etiology, Diagnosis, and Treatment of Osteoarthritis of the Knee. *Deutsches Ärzteblatt International*. Published. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2010.0152>
34. Tang, J. Z., Nie, M. J., Zhao, J. Z., Zhang, G. C., Zhang, Q., & Wang, B. (2020). Platelet-rich plasma versus hyaluronic acid in the treatment of knee osteoarthritis: a meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-020-01919-9>
35. Canale, S., Beaty, J., Azar, F. M., Canale, T. S., Beaty, J. H., & Edición, D. (2016). *Campbell. Principales procedimientos en cirugía ortopédica y traumatología (Spanish Edition)* (1st ed.). Elsevier.
36. Wagner, U. A., Sangeorzan, B. J., & Harrington, R. M. (1992). Contact characteristics of the subtalar joint: Load distribution between the anterior and posterior facets. *Journal of Orthopedic Research*, 10, 535–543.

37. Wang, C. L., Cheng, C. K., & Lu, C. M. (1995). Contact areas and pressure distribution in the subtalar joint. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 269–279.