



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



E.T.S.
INGENIERÍA
INFORMÁTICA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
INGENIERÍA DE LA SALUD

**Análisis de las tensiones soportadas por el
ligamento anterolateral de la rodilla humana a
partir de un modelo 3D mediante elementos finitos**

**Analysis of the tensions supported by the
anterolateral ligament of the human knee from a
3D model using finite elements**

Realizado por
Carlos Relaño Gibert

Tutorizado por
Víctor Manuel Smith Fernández

Departamento
**Dpto. de Anatomía Humana, Medicina Legal e Historia de la
Ciencia**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, JUNIO DE 2019

Fecha defensa: julio de 2019

Fdo. El/la Secretario/a del Tribunal

Resumen:

Objetivos: Proporcionar una metodología que permita obtener un modelo tridimensional sólido de la articulación de la rodilla, partiendo de una pieza anatómica. Por otro lado, a partir del modelo, analizar las tensiones que ocurren en el ligamento anterolateral (LAL), en las tres posibles inserciones femorales que todavía se debaten, y observar que influencia tiene el ligamento en la estabilidad rotacional al producirse el movimiento de flexo-extensión.

Material y método: La obtención del modelo se realizó mediante un escaneo 3D de la articulación. Se utilizó un programa de tratado de mallas, MeshLab, y un programa de CAD 3D, Solidworks, para la creación de los sólidos del fémur, tibia y ligamentos. El cálculo de las tensiones se realizó por medio de métodos de elementos finitos, a través de SolidWorks, simulando un movimiento de extensión.

Resultados: Se obtuvo un modelo capaz de simular el comportamiento de la rodilla para estudiar el efecto de las tensiones en el LAL. Se obtuvieron los datos de las tensiones, en las diferentes localizaciones de la inserción femoral del LAL, y sobre que localización muestra la mayor tensión.

Conclusiones: Es posible desarrollar un modelo lo suficientemente bueno como para poder observar y simular la participación del LAL en un movimiento de extensión. La inserción femoral proximal y posterior al epicóndilo del ligamento anterolateral es la que presenta las mayores tensiones, deduciendo que es la que más favorece la rotación externa fisiológica.

Palabras clave: Elementos finitos, ligamento, anterolateral, rodilla, modelo, simulación, Solidworks, MeshLab, biomecánica

Abstract:

Objective: Provide a methodology that allows obtaining a solid three-dimensional model of the knee joint, starting from an anatomical piece. On the other hand, from the model, the tensions that occur in the anterolateral ligament (ALL) will be analyzed, in the three possible femoral insertions that are still discussed, and it will be observed the influence of the ligament in the rotational stability when the flexo-extension movement occurs.

Material and method: The model was obtained by 3D scanning of the joint. A program to handle meshes, MeshLab, and a 3D CAD program, Solidworks, were used to create the solids of the femur, tibia and ligaments. The calculation of the tensions is done by means of finite element methods, using SolidWorks, from the simulation of an extension movement.

Results: A model be able to simulate the behavior of the knee was obtained to study the effect of the tensions in the ALL. The data of the tensions of the femoral insertion from the different locations of the ALL were obtained and it shows which location has the highest tension.

Conclusions: It is possible to develop a good enough model to observe and simulate the participation of the ALL in an extension movement. The proximal and posterior to the epicondyle femoral insertion of the anterolateral ligament is the one that presents the highest tensions, inferring that it promotes the physiological external rotation.

Keywords: Finite elements, ligament, anterolateral, knee, model, simulation, SolidWorks, MeshLab, biomechanics

A mis padres, por su apoyo y cariño incondicional.

A mi hermano, por nunca rendirse.

A la extraordinaria MG.

Índice general

Introducción	1
1.1 Motivación	1
1.2 Estado del Arte	2
1.2.1 Fémur	2
1.2.2 Tibia	3
1.2.3 Principales ligamentos de la rodilla	4
1.2.3.1 Ligamentos cruzados de la rodilla	4
1.2.3.2 Ligamentos colaterales de la rodilla	6
1.2.3.3 Ligamento anterolateral (LAL)	7
1.2.4 Movimiento de la rodilla	10
1.2.4.1 Movimiento de flexo-extensión	10
1.2.4.2 Estabilidad rotadora de la rodilla en extensión	12
1.2.5 Análisis por elementos finitos	12
1.3 Objetivos	13
Material y método	15
2.1 Preparación y escaneo 3D de la pieza.	15
2.2 Tratamiento de la malla de puntos obtenida del escaneo	17
2.3 Creación del sólido	19
2.4 Desarrollo del modelo e inserción de los ligamentos en CAD	20
2.4.1 Mecanismo de 4 barras bidimensional	21
2.4.2 Mecanismo de 4 barras tridimensional	22
2.4.3 Mecanismo de muelle	23
2.4.4 Mecanismo estructura de solida estática	24
2.4.5 Inserción de los ligamentos	24
2.4.5.1 Localización de la inserción del LCA	25
2.4.5.2 Localización de la inserción del LCP	25
2.4.5.3 Localización de la inserción del LCM	26
2.4.5.4 Localización de la inserción del LCL	26
2.4.5.5 Localización de la inserción del LAL	26
2.5 Estudio estático de las tensiones del modelo	28
2.5.1 Linealidad	28
2.5.2 Dinamismo	29
2.5.3 Piezas, valores lineales y movimiento del estudio	31
2.5.3.1 Ensamblaje	32
2.5.3.2 Fuerzas	32
2.5.3.3 Contactos entre componentes	32
2.5.3.4 Sujeciones	32

Resultados 33

3.1 Resultados del proceso de creación del modelo..... 33

3.2 Resultados de la simulación 35

Discusión..... 39

4.1 Limitaciones 41

Conclusiones 43

Bibliografía 45

Capítulo 1

Introducción

1.1 Motivación

En los últimos años, se ha puesto en valor el papel del ligamento anterolateral (LAL), que se encuentra situado en la articulación de la rodilla. Poniéndose en duda al principio aspectos como su propia existencia, a día de hoy no se tiene claro del todo su función en la articulación o la inserción femoral de este ligamento, con hasta tres localizaciones descritas (Gómez Cáceres et al., 2018). Esta situación pone de manifiesto que resulta interesante su estudio, y conocer qué puede aportar a la biomecánica del movimiento de la rodilla.

Por otro lado, a pesar de que muchas reconstrucciones quirúrgicas de lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) de la rodilla humana obtienen buenos resultados, existe un elevado porcentaje de casos en el que los pacientes siguen padeciendo inestabilidad rotacional en la articulación (Sonnery-Cottet et al., 2015). Se ha observado que existe, en algunos casos, una mejora de la estabilidad rotacional cuando se procede a la reconstrucción del ligamento anterolateral (Gómez Cáceres et al., 2018).

Considerando la importancia de la inestabilidad rotacional en la articulación, se ha dirigido la atención sobre el LAL mediante herramientas de modelado computacional en 3D basado en cálculos con elementos finitos. Esto nos proporcionará unos modelos y resultados que podrán aportar información para descubrir las tensiones resultantes en las distintas inserciones, a partir de un único ejemplar cadavérico, y poder estimar como afecta a la inestabilidad rotacional.

1.2 Estado del Arte

La rodilla (Kapandji, 2010) es la articulación intermedia del miembro inferior. Se trata de una articulación sorprendente debido a que tiene que poseer una gran estabilidad en extensión máxima, en la que recibe esfuerzos importantes; al mismo tiempo debe adquirir una gran movilidad a partir de cierto grado de flexión, jugando un papel muy importante en las actividades de nuestra vida diaria o al realizar actividades deportivas.

Está formada por la articulación femorotibial, por el extremo distal del fémur y el extremo proximal de la tibia. También encontramos la articulación femoropatelar, en la que el hueso de la rótula se articula con el extremo distal del fémur.

1.2.1 Fémur

El extremo distal del fémur se caracteriza por la presencia de los cóndilos femorales, redondeados a nivel posterior y aplanados a nivel inferior, que son los que articulan con la epífisis proximal de la tibia. A nivel posterior, los cóndilos se encuentran separados por la escotadura intercondílea (Drake, Volg, & Mitchell, 2005).

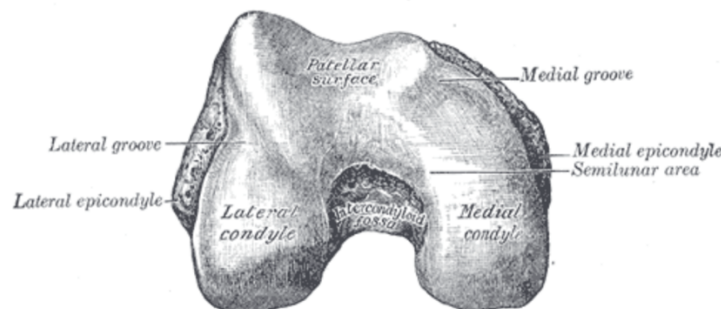


Figura 1.1 (Gray, 2000) Vista desde abajo del miembro inferior del fémur derecho.

Los epicóndilos constituyen las elevaciones óseas que se encuentran en las áreas no articulares de los cóndilos. El epicóndilo medial es el de mayor tamaño. Los ligamentos colaterales medial y lateral de la rodilla se originan a partir de sus respectivos epicóndilos (Drake et al., 2005).

1.2.2 Tibia

El extremo proximal de la tibia (Drake et al., 2005) se expande en forma triangular invertida para aguantar el peso y consta de un cóndilo medial y un cóndilo lateral aplanados horizontalmente y sobresaliendo de la diáfisis.

Las superficies superiores de los cóndilos son las que intervienen en la articulación, siendo separadas por la región intercondílea, donde se encuentra la inserción de los ligamentos cruzados y meniscos. Este conjunto se denomina meseta tibial.

Por debajo de los cóndilos, en la cara proximal se encuentra la tuberosidad tibial, para la inserciones musculares y ligamentosas. La tibia articula en la superficie inferior del cóndilo lateral con la cabeza proximal del peroné.

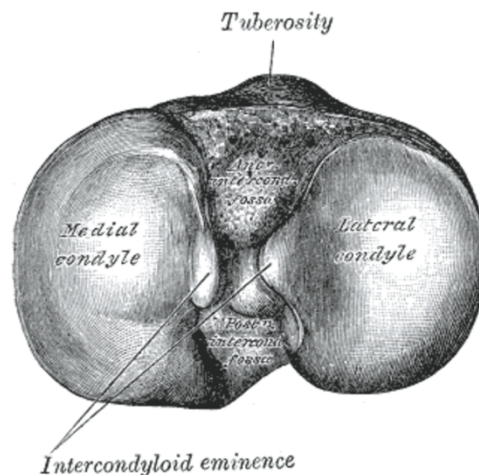


Figura 1.2 (Gray, 2000) Superficie superior de la tibia derecha.

1.2.3 Principales ligamentos de la rodilla

La estabilidad de la rodilla depende de potentes ligamentos, los ligamentos cruzados y laterales (Kapandji, 2010), estos sirven para dar estabilidad, guiar y evitar los movimientos excesivos en la articulación. Por tanto, es importante estudiar estos ligamentos para entender su rol con el movimiento y sus posibles lesiones asociadas.

Se ha observado que los ligamentos muestran una respuesta viscoelástica no lineal, debido a que la capacidad de volver a su longitud inicial depende la tensión aplicada y su capacidad de relajación depende del alargamiento aplicado (Peña, Peña, & Doblaré, 2008). Además, tienen un comportamiento de elementos anisotrópicos, estando orientada su arquitectura para poder soportar las tensiones (Angulo & Dobao, 2010).

1.2.3.1 Ligamentos cruzados de la rodilla

Los ligamentos cruzados de la rodilla (Forriol, Maestro, & Vaquero, 2008) son los encargados de regular la cinemática articular y son además los “órganos sensores” que informan de las tensiones articulares generadas por la acción de la musculatura periarticular, influyendo sobre la posición de las superficies articulares, la dirección y la magnitud de las fuerzas y, también, de forma indirecta, sobre la distribución de las tensiones articulares (Forriol et al., 2008). La acción de los ligamentos cruzados en el movimiento, en el plano sagital, puede simplificarse por un modelo mecánico cruzado de cuatro barras (O'Connor, Shercliff, Biden, & Goodfellow, 1989).

Ligamento cruzado anterior (LCA)

La primera función del ligamento cruzado anterior es impedir el desplazamiento anterior de la tibia con relación al fémur y, en menor medida, controlar en carga el bostezo interno y externo, y la rotación interna (Forriol et al., 2008)(Angulo & Dobao, 2010).

El ligamento posee un punto de inserción en la tibia, en una carilla de la parte anterior del área intercondílea, ascendiendo en sentido posterior se encuentra

la inserción femoral en de la pared lateral de la escotadura intercondílea (Drake et al., 2005).

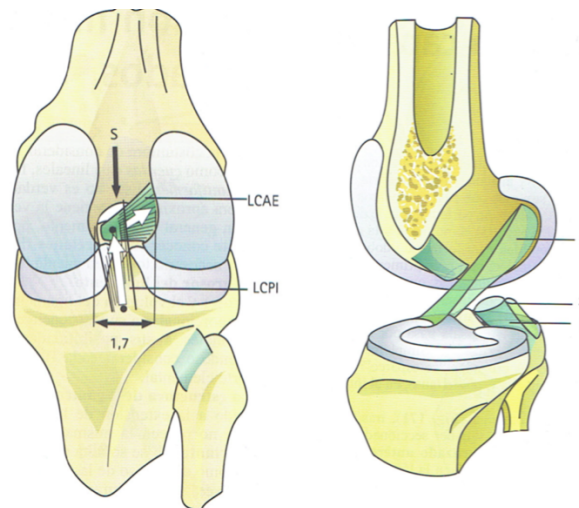


Figura 1.3 (Kapandji, 2010) A la izquierda visión posterior del LCA, a la derecha visión sagital.

Ligamento cruzado posterior (LCP)

El ligamento cruzado posterior tiene una función limitante del desplazamiento posterior de la tibia, que junto con la acción del ligamento cruzado anterior proporciona estabilidad rotacional interna a la rodilla.

La inserción tibial se encuentra en la cara posterior del área intercondílea y asciende en sentido anterior para realizar la inserción femoral en la pared media de la escotadura intercondílea (Drake et al., 2005).

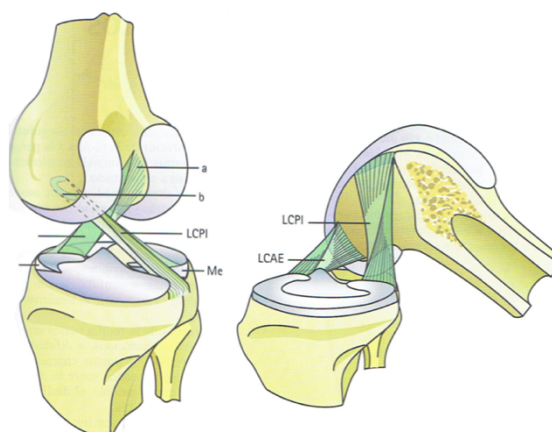


Figura 1.4 (Kapandji, 2010) Visión conjunta de los ligamentos cruzados. A la izquierda un plano anterior y sagital, a la derecha un plano sagital con el fémur seccionado por la mitad pudiendo visualizar la localización de sus inserciones.

1.2.3.2 Ligamentos colaterales de la rodilla

Los ligamentos colaterales refuerzan la capsula articular por su lado interno y externo; y aseguran la estabilidad lateral de la rodilla en extensión. Se tensan durante la extensión y distienden en la flexión (Kapandji, 2010).

Ligamento colateral lateral (LCL)

Su función se relaciona con proporcionar una estabilidad ante presiones laterales. El ligamento colateral lateral posee una inserción a nivel superior en el epicóndilo femoral lateral y a nivel inferior la inserción del ligamento se realiza en una depresión cercana del borde superior del peroné (Drake et al., 2005).

La dirección del ligamento es oblicua hacia abajo y atrás, por lo que es cruzada con la dirección del ligamento colateral medial. Y su función se relaciona con proporcionar una estabilidad ante presiones laterales hacia afuera (Kapandji, 2010).

Ligamento colateral medial (LCM)

El ligamento colateral medial, es ancho y plano, se encuentra anclado a nivel superior al epicóndilo femoral medial y desciende para insertarse en el borde y superficie medial de la tibia (Drake et al., 2005).

La dirección del ligamento es oblicua hacia abajo y hacia adelante, por lo que su dirección se cruza con la dirección del ligamento colateral lateral. Y su función se relaciona con proporcionar una estabilidad ante presiones laterales hacia adentro (Kapandji, 2010).

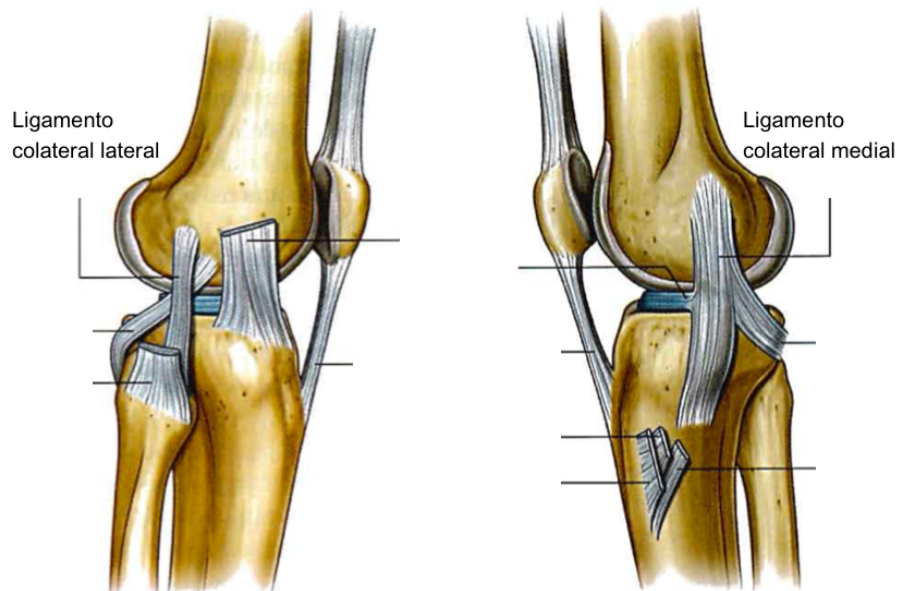


Figura 1.5 (Drake et al., 2005) A la izquierda vista lateral de la rodilla, a la derecha vista medial de la rodilla.

1.2.3.3 Ligamento anterolateral (LAL)

Antecedentes históricos del ligamento anterolateral

En los últimos años, a partir de la publicación de Claes (Claes et al., 2013), ha aumentado el interés sobre el LAL y “en las reconstrucciones de estas estructuras asociadas a la cirugía del ligamento cruzado anterior en un intento de disminuir el pivot shift residual y mejorar la estabilidad” (Gómez Cáceres et al., 2018).

La primera mención recogida de este ligamento fue realizada por Paul Segond, describiéndola como “una banda fibrosa, resistente y nacarada” en la zona antero-lateral de la rodilla causante de la fractura-avulsión de Segond (Gómez Cáceres et al., 2018). Posteriormente, se han ido usando múltiples nombres para definir a esta estructura; se utiliza por primera vez por el Dr. Vieira, en 2007, el termino ligamento anterolateral para definirlo.

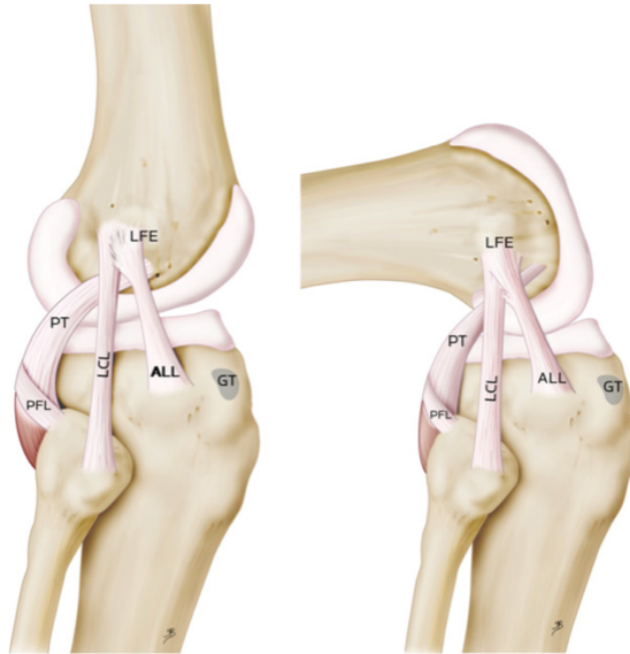


Figura 1.6 (Claes et al., 2013) Vista lateral de la rodilla con el ligamento anterolateral en la inserción del epicóndilo. A la izquierda en extensión, a la derecha en flexión.

Biomecánica

El control rotacional anterolateral de la rodilla es esencial para la estabilidad y función de la misma. Clásicamente, ha sido considerado una parte fundamental del papel biomecánico del LCA, sobre todo del fascículo posterolateral del mismo; sin embargo, en los últimos tiempos, su papel ha sido cuestionado y otras estructuras, como el ligamento anterolateral, han sido estudiadas para conocer su función en esta inestabilidad (Gómez Cáceres et al., 2018).

El ligamento anterolateral ha sido visualizado tanto en imágenes ecográficas como de resonancia magnética. En los primeros estudios biomecánicos sobre la función del LAL se determinó que se encargaba del control de la rotación interna cerca de la extensión completa de la rodilla. No obstante en los estudios biomecánicos más recientes se pone de manifiesto que el LAL tiene un papel estabilizador primario de la rotación interna de la rodilla a 35° o más de flexión, siendo mínimo el rol en la estabilización anteroposterior (Delgadillo, 2017; Gómez Cáceres et al., 2018). Por lo que aun existe bastante controversia al respecto.

Inserciones

La inserción tibial apenas ofrece dudas, pudiéndose localizar en una línea que une el tubérculo de Gerdy con la cabeza del peroné (Claes et al., 2013).

La localización de la inserción femoral ha sido ampliamente discutida, al principio fue situada anterior y distal al ligamento colateral lateral (Claes et al., 2013), un año después se situó en una posición proximal y posterior al epicóndilo (Dodds, Halewood, Gupte, Williams, & Amis, 2014), del mismo modo lo situaron años más tarde al encontrarse esta localización con mayor frecuencia en 52 especímenes (Daggett et al., 2016).

Por otro lado, en otro estudio (Kennedy et al., 2015), Kennedy junto con Claes localizan la inserción proximal y posterior el epicóndilo, difiriendo Claes de la anterior publicación. Otro estudio ve una inserción variable siendo posterior y proximal al LCL o anterior y distal al mismo (Catherine, Litchfield, Johnson, Chronik, & Getgood, 2015). No obstante, otros autores lo colocan en localizaciones que difieren con el anterior (Stijak et al., 2016).

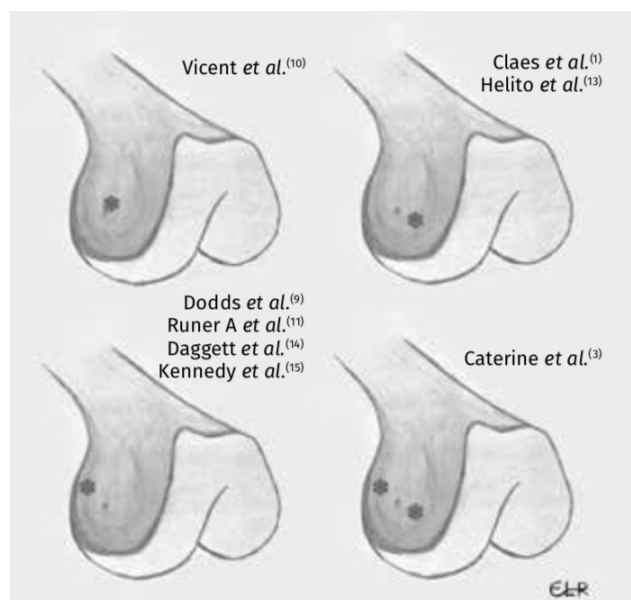


Figura 1.7 (Gómez Cáceres et al., 2018) Visión de las diferentes localizaciones femorales del LAL por distintos autores.

1.2.4 Movimiento de la rodilla

El principal grado de libertad de la rodilla se encuentra en el movimiento de flexo-extensión, tiene un amplio rango de movimiento, alcanzando hasta 160° de flexión (rotación en el plano sagital), con rotaciones acopladas en los otros dos planos.

La articulación actúa como un pivote entre el fémur y la tibia, mientras que los músculos del cuádriceps actúan a través de ella. El complejo movimiento de la articulación de la rodilla puede ser descrita a través de seis grados de libertad, de los cuales tres son de rotación y los otros tres son de traslación (Masouros, Bull, & Amis, 2010).

1.2.4.1 Movimiento de flexo-extensión

El movimiento de los cóndilos sobre las glenoides en la flexo-extensión, no es como el de una rueda que da vueltas, en la que su distancia desplazada corresponde a la porción de la circunferencia, debido a que a partir de cierto grado de flexión el cóndilo bascularía fuera de la meseta tibial (Figura 1.8); ni tampoco es una rueda que resbalara sin rodar, porque esto limitaría prematuramente la flexión (Figura 1.9). Por el contrario, corresponde a un movimiento de giro y deslizamiento a la vez. Además, se ha estudiado que el cóndilo externo rueda mas que el interno (Kapandji, 2010).

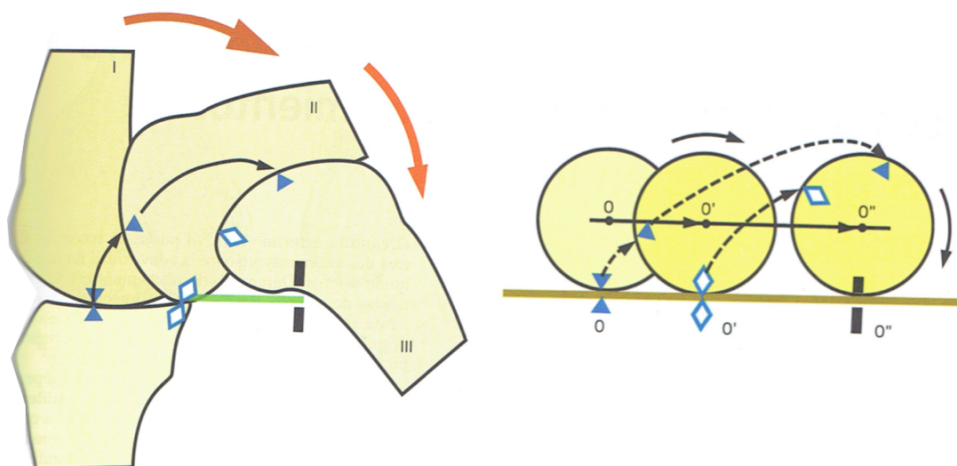


Figura 1.8 (Kapandji, 2010) Representación de la flexión si únicamente actuase como rueda.

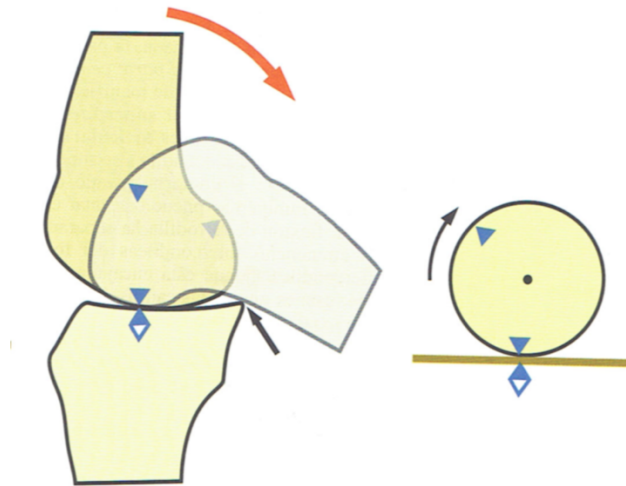


Figura 1.9 (Kapandji, 2010) Representación de la flexión si únicamente actuase con deslizamiento.

Mecanismo cruzado de cuatro barras

El mecanismo cruzado de cuatro barras es un modelo geométrico de la articulación entre el fémur y la tibia en el plano sagital. En él se demuestra la relación entre la geometría de los ligamentos cruzados y la geometría de las superficies articulares (O'Connor et al., 1989).

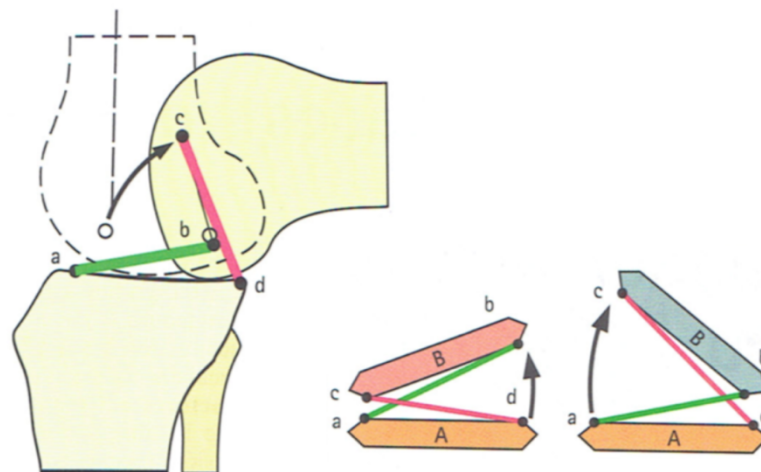


Figura 1.10 (Kapandji, 2010) Representación del mecanismo cruzado de cuatro barras, donde "A" es el eslabono sea de la tibia y "B" es el eslabono sea del fémur. El punto "a" es la inserción tibial del LCA, el punto "b" es la inserción femoral del LCA, el punto "c" es la inserción femoral del LCP y el punto "d" es la inserción tibial del LCP.

En dicho mecanismo, se establecerán dos eslabones óseos formados por los elementos del fémur y de la tibia, y dos eslabones ligamentosos inextensibles, que serán los ligamentos cruzados que se considerarán como una barra rígida. Con esto se consigue que el centro de rotación se sitúe en donde se crucen ambas barras, logrando simular el movimiento de giro y deslizamiento de la flexo-extensión.

1.2.4.2 Estabilidad rotadora de la rodilla en extensión

La estabilidad rotacional de la rodilla en extensión está asegurada por los ligamentos cruzados en la rotación interna, pero no limitan la rotación externa, mientras que los ligamentos colaterales limitan la rotación externa, pero no limitan la rotación interna de la rodilla (Kapandji, 2010).

Mecanismo Screw-Home en la extensión

Al producirse la extensión de la rodilla, durante los últimos 20°, comienza un deslizamiento anterior en el lado medial de la rodilla, lo que produce una rotación externa en la tibia, esto se denomina el mecanismo de “Screw-Home”.

Los ligamentos cruzados se enredan y aprietan entre sí cuando la tibia gira externamente con respecto al fémur. Este movimiento de “tornillo” produce que la articulación se bloquee. La tibia se vuelve más estable en comparación con el fémur. Por lo tanto, el movimiento de “Screw-Home” estabiliza la articulación de la rodilla en la posición de extensión (Kim et al., 2015).

1.2.5 Análisis por elementos finitos

El análisis por elementos finitos es una técnica numérica que permite transformar un modelo físico en un modelo matemático. Esta técnica es capaz de utilizar este nuevo modelo para calcular como se comporta el sistema bajo ciertas condiciones. El método de elementos finitos busca aproximar una solución de ecuaciones diferenciales parciales complejas.

Los modelos por elementos finitos han demostrado ser herramientas muy útiles, pudiendo predecir y calcular los efectos causados por los diferentes parámetros involucrados, aportando una visión de las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos como del rendimiento de órganos vivos de una manera más profunda y proporcionando información que sería difícil de obtener mediante experimentos. No obstante, la fiabilidad de los modelos viene dada en gran medida de la correcta reconstrucción geométrica, descripciones matemáticas precisas de los tejidos biológicos y sus interacciones (Peña, Calvo, Martínez, & Doblaré, 2006). Todo esto lleva a que se tienen que tener claras cuales son las limitaciones del modelo.

1.3 Objetivos

El propósito de este trabajo es proporcionar una metodología a partir de la cual poder obtener un modelo tridimensional sólido que sirva para estudiar las tensiones que ocurren en el ligamento anterolateral (LAL), a partir de una pieza anatómica.

Además, es posible usar este único modelo sólido para estudiar las tres posibles inserciones femorales que todavía se debaten. Los resultados servirán para entender mejor la función del LAL, y en consecuencia, aclarar como influye el ligamento a la estabilidad rotacional en la flexo-extensión.

El planteamiento de la metodología se divide en cinco partes:

- Preparación y escaneo 3D de la pieza.
- Tratamiento de la malla de puntos obtenida del escaneo.
- Creación del sólido
- Desarrollo del modelo e inserción anatómica de los ligamentos en CAD
- Estudio estático de las tensiones del modelo

Capítulo 2

Material y método

2.1 Preparación y escaneo 3D de la pieza.

Para obtener un modelo tridimensional fiable es necesario tener un modelo geométrico que sea fiel a la anatomía que deseamos estudiar. Para ello, se utilizará una pieza cadavérica guardada en formol (Figura 2.1). La geometría de la pieza se obtendrá realizando un escaneo 3D de la articulación, obteniendo de ese modo, las superficies articulares, su estructura tridimensional, sus dimensiones e información de los puntos de inserción de los ligamentos que trabajan en la rodilla.

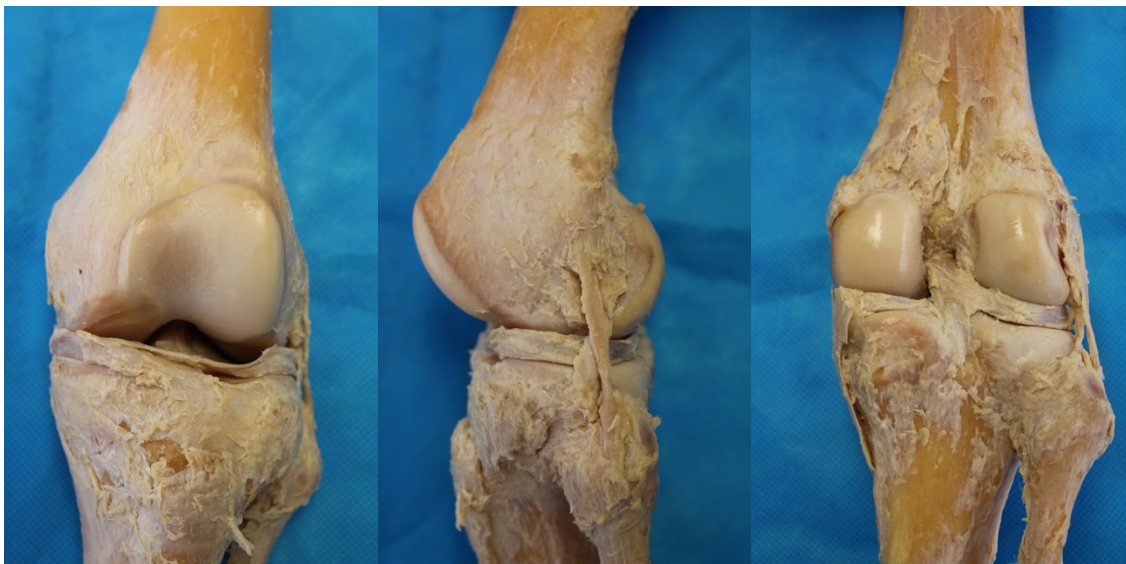


Figura 2.1 Pieza cadavérica para el escaneo 3D. De izquierda a derecha, visión frontal, visión lateral en la que se observa el LCL y el LAL; y visión posterior donde se aprecian cóndilos y los ligamentos cruzados en la escotadura intercondílea.

Previo al escaneo se realiza un proceso de disección de una rodilla en la que previamente se había localizado el LAL (Figura 2.2), a esta pieza articular se le realizó una limpieza de los tejidos que no eran interesantes, para evitar que produjesen ruido o modificaciones en la geometría.



Figura 2.2 Se localiza el LAL con un punto de inserción en el epicóndilo montado sobre el LCL.

Para la obtención de las mallas de puntos que servirán para representar el modelo sólido, se realizó un escaneo tridimensional de la articulación con el sistema 3D Laser Scanner LPX-600 de Roland, esta herramienta utiliza un láser que recorre verticalmente en sentido ascendente el objeto que gira, generando un archivo en 3D, mediante el uso del software de exploración LPX EZ Studio de Roland (“Roland, LPX-600 3D Laser Scanner,” 2005).

Antes de realizar el escaneo de la pieza, se le dio una capa de polvo de talco en su superficie. Esto es debido a que la rodilla se encontraba en una disolución de formol, que le da un acabado brillante que causa problemas al láser (Figura 2.3)

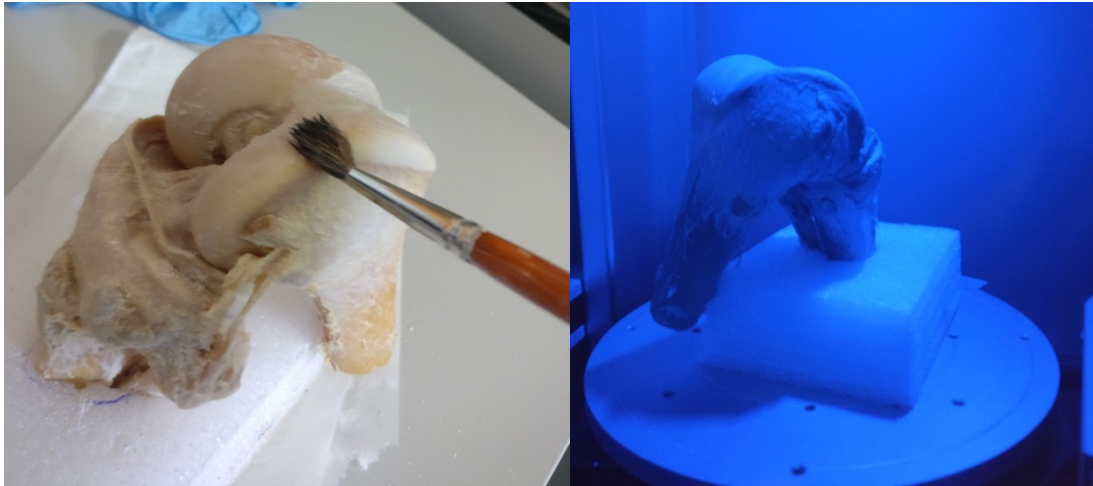


Figura 2.3 A la izquierda, aplicando una capa de talco y a la derecha la pieza en el interior del escáner.

Se realizaron tres sesiones diferentes, ya que en la primera aparecieron sombras en las zonas de mayor interés del mallado, a causa de que se utilizaron unos pernos alargados para sujetar la pieza en extensión.

En la segunda sesión, se mejoró el soporte que sujetaba desde la base. Se obtuvieron mejores resultados y se realizó también un escaneo en flexión para intentar observar las superficies articulares. De este modo se obtuvo una malla de la superficie exterior y de la superficie articular del fémur. No obstante, seguía sin realizarse una correcta representación de la superficie articular de la tibia, ni de los puntos de inserción de los cruzados que se encuentran en la escotadura intercondílea.

Finalmente se decidió cortar y separar los extremos de los ligamentos obteniendo así dos piezas, una del fémur y otra de la tibia. Al escanear estas piezas individualmente obtuvimos resultados de las caras más internas.

2.2 Tratamiento de la malla de puntos obtenida del escaneo

Las mallas de puntos que se han obtenido a partir del escaneo, no sirven para crear un cuerpo sólido debido a que existen sombras, partes de la malla que

solo tienen información en un único plano y posibles ruidos debido a la reflexión del láser, por lo cual necesitan ser tratadas y reconstruidas.

Para este proceso se utilizó “MeshLab” un sistema de código abierto para procesar y editar mallas triangulares 3D. El programa proporciona un conjunto de herramientas para editar, limpiar, curar y otras funciones (MeshLab, 2019).

Primero se importaron y editaron las mallas para separar los puntos referentes al fémur y a la tibia. Una vez que estaban definidos los puntos de cada pieza, se realizó un proceso de reconstrucción y alineamiento de las mallas, con la herramienta “Alinear” (Figura 2.4). Este proceso se basa en que se indican puntos reconocibles de la superficies en ambas mallas, y dependiendo de la exactitud de los puntos y de la similitud de las mallas, une las nubes de puntos, recreando una malla con más información.

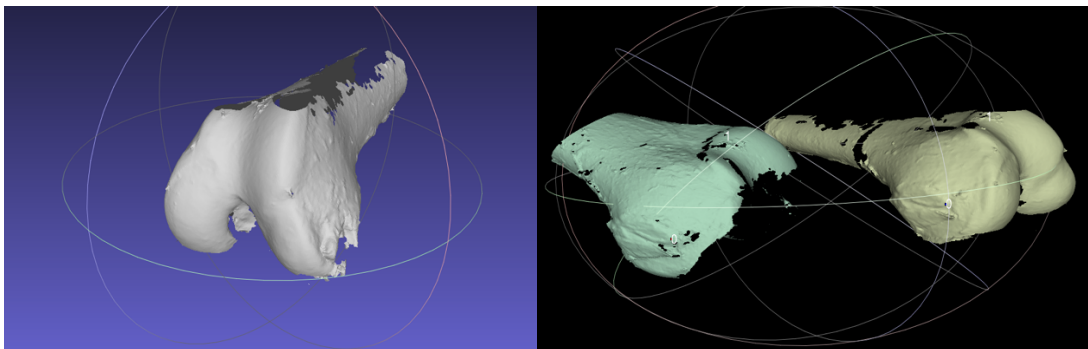


Figura 2.4 A la izquierda una malla incompleta obtenida a través del escaneo, a la derecha uso de la herramienta alinear para unir dos mallas distintas.

A continuación, con las mallas ya combinadas para el fémur y para la tibia, seguimos teniendo sombras en la malla. Para crear la malla completa del futuro sólido y solucionar los puntos faltantes, se utilizó una herramienta incluida en MeshLab, el filtro de “Reconstrucción de la superficie de Poisson”. Previamente había que tratar la malla indicando la dirección del vector normal de las caras, para que reconociese cual sería la cara externa o interna de la malla.

Finalmente, se obtienen las mallas que únicamente nos aportan información sobre la geometría, y se utilizarán para la creación de los sólidos.

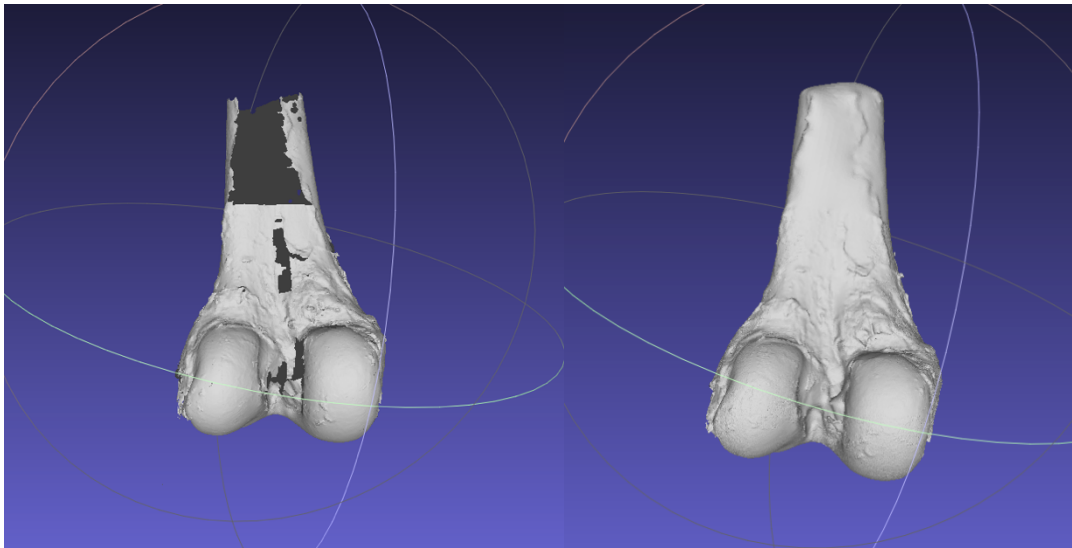


Figura 2.5 A la izquierda, resultado de la alineación de las mallas; a la derecha, el resultado a aplicar el filtro de Poisson a la malla.

2.3 Creación del sólido

Las mallas se construyen en un archivo “.stl” que es un formato de archivo destinado al diseño asistido por computador (CAD), por tanto, es necesario un programa que maneje este tipo de datos.

Para realizar el estudio y definir las mallas como un modelo sólido, se ha utilizado la herramienta “SolidWorks”, un software de diseño CAD 3D para modelar piezas y ensamblajes en 3D ofreciendo la posibilidad de crear, diseñar y simular (*SolidWorks*, 2019).

El complemento de Solidworks “ScanTo3D” posibilita la importación de los archivos .stl y nubes de puntos, permitiendo crear un modelo sólido a través de un proceso donde el usuario puede realizar diferentes ajustes como suavizar superficies o número de caras del sólido resultante.

Sin embargo, cuando se intentó utilizar las mallas en Solidworks, el número de caras y puntos causaba que el programa no funcionase correctamente, necesitando mucho tiempo para manejar la malla.

Por este motivo se recurrió a un simplificado de la malla, pudiendo usar correctamente el programa pero conservando suficiente información y resolución de las piezas. Esto se hizo mediante el filtro de MeshLab de “Simplificación: decimación de colapso de borde cuadrático” en la que se redujeron en el fémur de 1 400 000 caras a 10 000 y en la tibia de 790 000 caras a 10 000 (Figura 2.6).

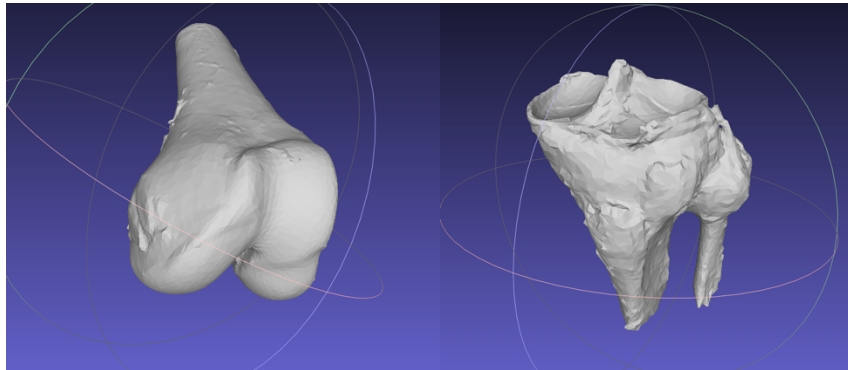


Figura 2.6 Representación de las mallas después del proceso de simplificación.

Por consiguiente, ya era posible utilizar eficientemente el sistema de ScanTo3D de SolidWorks, pero encontramos un problema adicional al existir zonas de la malla en las que el programa no lograba crear correctamente el sólido, ya que había superposiciones de geometría en el método que utiliza para calcularlas.

Se intentaron arreglar manualmente las superficies a partir del corrector en Solidworks, pero el resultado dejaba caras de tamaño desigual y en algunas zonas el programa tenía demasiadas dificultades para reconstruir la solución que se proporcionaba. La solución definitiva a este problema se realizó a través de MeshLab, remodelando las zonas que generaban más superposiciones erróneas. De esta manera se consiguieron crear correctamente los sólidos en el programa SolidWorks.

2.4 Desarrollo del modelo e inserción de los ligamentos en CAD

Para acceder correctamente a los puntos de inserción y eliminar problemas de colisión de elementos en el modelo, se realizaron dos acciones de recorte con

SolidWorks. Una entre los cóndilos para recuperar la escotadura intercondílea, eliminando el espacio que ocupaban los ligamentos cruzados anteriormente y posibilitando los puntos de inserción. El otro recorte se realizó en la meseta tibial, eliminando los meniscos y las inserciones tibiales de los cruzados.

Los modelos sólidos obtenidos sirven para representar la geometría de los huesos del fémur y de la tibia. Sin embargo, esto no es suficiente para desarrollar un modelo de la rodilla.

Con este fin, se desarrollaron diferentes planteamientos para simular la interacción de los diferentes componentes.

Se han desarrollado y comparado cuatro mecanismos diferentes en los que poder realizar el estudio, basándonos en el comportamiento que tienen los ligamentos en el movimiento. Todos ellos buscan realizar una simplificación, lo suficientemente buena, de la complejidad que tiene la articulación de la rodilla, para obtener unos resultados lo más precisos posibles.

2.4.1 Mecanismo de 4 barras bidimensional

La primera idea que se planteó fue simular los ligamentos de manera que permitiesen el movimiento de flexo-extensión, para ello se utilizó el mecanismo cruzado de cuatro barras (Dathe, Gezzi, Fiedler, Kubein-Meesenburg, & Nägerl, 2016), mencionado anteriormente. Con este modelo lográbamos simular el movimiento, pero únicamente en dos dimensiones. Por otro lado, el mecanismo se tenía que realizar simulando que los ligamentos cruzados únicamente se cruzan en el plano sagital, mientras que los cruzados reales también lo hacen en el plano frontal (Figura 2.7).

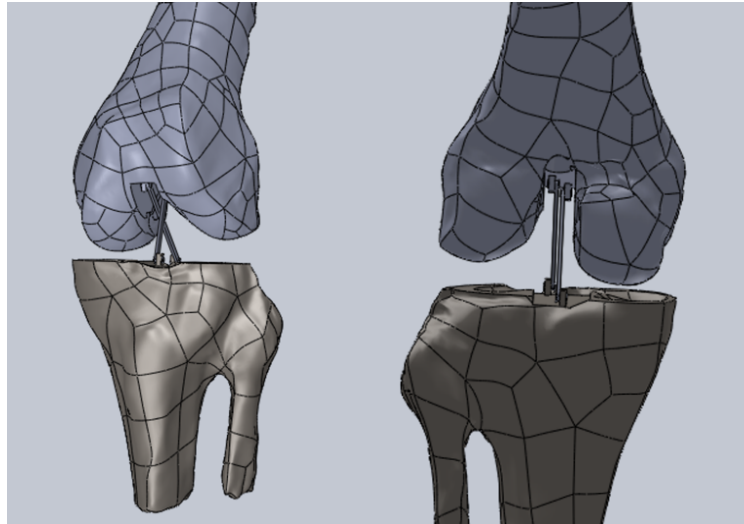


Figura 2.7 Modelo de cuatro barras con los modelos sólidos del fémur y la tibia.

2.4.2 Mecanismo de 4 barras tridimensional

Esto llevó a plantear un modelo similar al mecanismo cruzado de cuatro barras anterior en el que se buscaba que las inserciones tengan la posibilidad de moverse libremente en tres dimensiones. Se logró gracias a cambiar los puntos de inserción por un mecanismo en el que los ligamentos rotasen concéntricamente a una esfera (Figura 2.8). También permitiendo realizar las colocaciones de los puntos inserción de los ligamentos de una manera más fiel a la anatomía real, y las longitudes se obtuvieron de la bibliografía (Hernaiz Alzamora, Usabiaga, & Mediavilla, 2014).

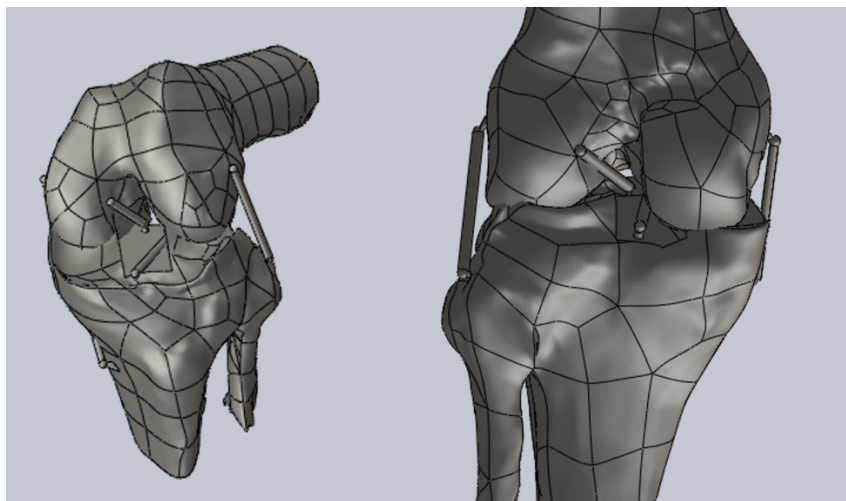


Figura 2.8 Modelo de cuatro barras modificado permitiendo rotación tridimensional con los modelos sólidos del fémur y la tibia.

Con este procedimiento se obtuvo un mecanismo donde se podían producir los movimientos de flexo-extensión y de rotación. No obstante, esta libertad de movimiento que se le dio al quitarle las restricciones rotatorias causó que el sistema aumentará su descontrol, complicando lograr un movimiento fisiológico.

Para constreñir el sistema, se añadió la inserción de los ligamentos colaterales al modelo. Resultó ser útil limitando la movilidad del modelo, pero el movimiento tenía el problema que, debido a las dimensiones de las barras, se generaban situaciones donde el rango de movimiento (restringido tanto por el fémur, tibia y cuatro ligamentos) no era posible para el modelo. Se intentó solucionar cambiando las dimensiones pero no se logró ningún resultado favorable. La causa principal es debida a que los ligamentos que usábamos, a diferencia de los fisiológicos, eran inextensibles.

2.4.3 Mecanismo de muelle

El tercer planteamiento fue la posibilidad de realizar la simplificación de los ligamentos como muelles (Figura 2.9), donde la rigidez está definida por una constante elástica del muelle, cuyo valor se obtuvo de la bibliografía (Orozco, Tanska, Mononen, Halonen, & Korhonen, 2018). Se definió una relación de conexión tipo muelle en el ensamblaje de SolidWorks. Sin embargo, se descartó debido a no poder visualizar las tensiones que ocurren del muelle.

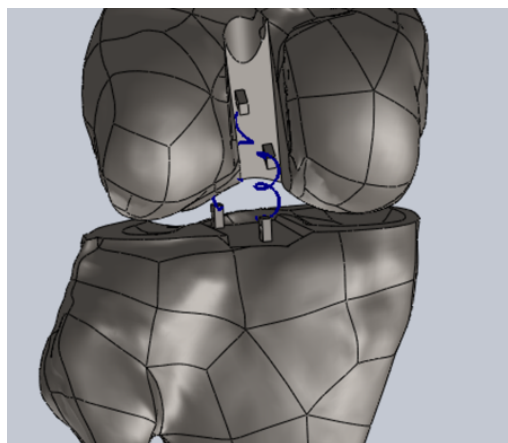


Figura 2.9 Modelo de representación de los ligamentos con las conexión tipo muelle de Solidworks.

2.4.4 Mecanismo estructura de solida estática

Finalmente se planteó un modelo sólido elástico lineal (Figura 2.10), en el que los ligamentos eran representados como solidos tridimensionales, cuyas deformaciones vienen dadas por el módulo de Young y la constante de Poisson. Los valores para cada ligamento se obtuvieron de la bibliografía (Orozco et al., 2018) y del mismo modo en el hueso (Wu & Brown, 2012). Se trata de un modelo estático en el que el movimiento es causado principalmente por las deformaciones que ocurren en los ligamentos. Considerando esta como una buena simplificación, siendo más ajustada a la realidad anatómica y fisiológica, se ha elegido este modelo y se procede a realizar un estudio más profundo.

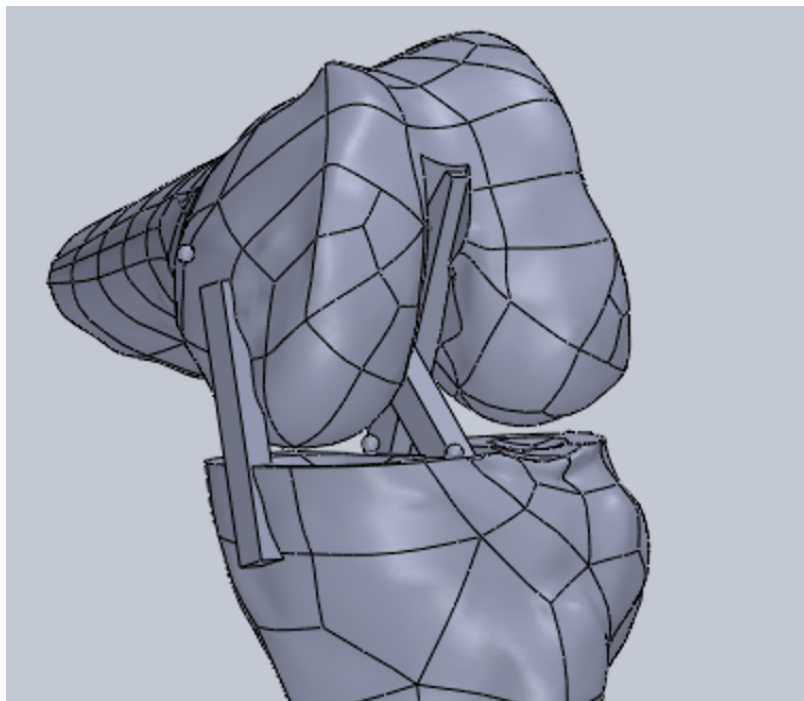


Figura 2.10 Modelo estático en el que los ligamentos son sólidos que se encuentran fijados al hueso.

2.4.5 Inserción de los ligamentos

A partir del modelo de ligamentos estáticos sólidos, se realizó un proceso de colocación de los puntos de inserción de ligamentos. En este proceso se busca

que la localización y geometría de los ligamentos sea la más precisa posible. La dificultad radica en el hecho de que no existen unas localizaciones totalmente definidas, pudiendo variar en cada individuo. Del mismo modo, la bibliografía puede aportar únicamente referencias sobre estos puntos.

Por estos motivos, los puntos se realizaron guiándose por la información de libros de anatomía y de la labor del tutor del proyecto. Para realizarlo en SolidWorks se realizó la operación de recorte, cuando ya se habían definido los puntos de inserción de cada uno de los ligamentos, el único ligamento en que difirió esta operación fue el LCM, en el que se realizó un recorte de barrido. Estos mismos croquis son lo que se han usado para crear las piezas sólidas que corresponden a los ligamentos.

2.4.5.1 Localización de la inserción del LCA

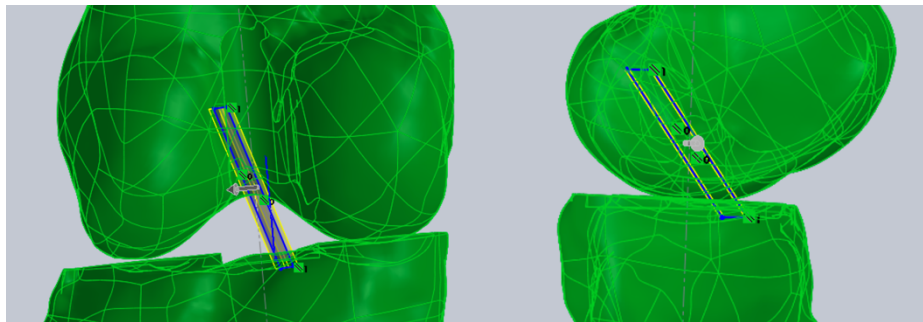


Figura 2.11 A la izquierda, visión posterior de las inserciones; a la derecha, visión medial de las inserciones del LCA.

2.4.5.2 Localización de la inserción del LCP

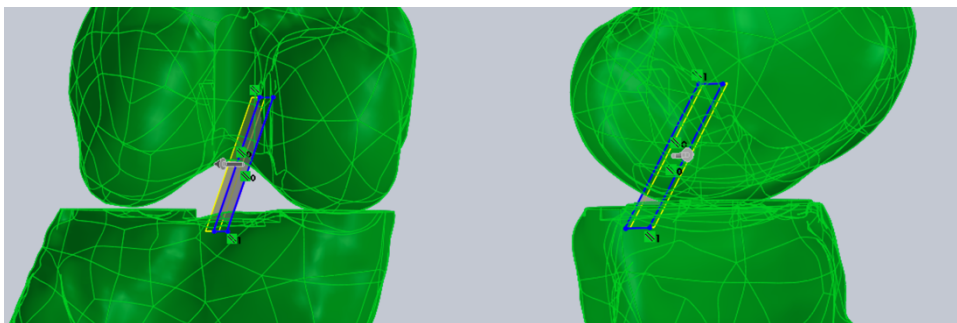


Figura 2.12 A la izquierda, visión posterior de las inserciones; a la derecha, visión medial de las inserciones del LCP.

2.4.5.3 Localización de la inserción del LCM

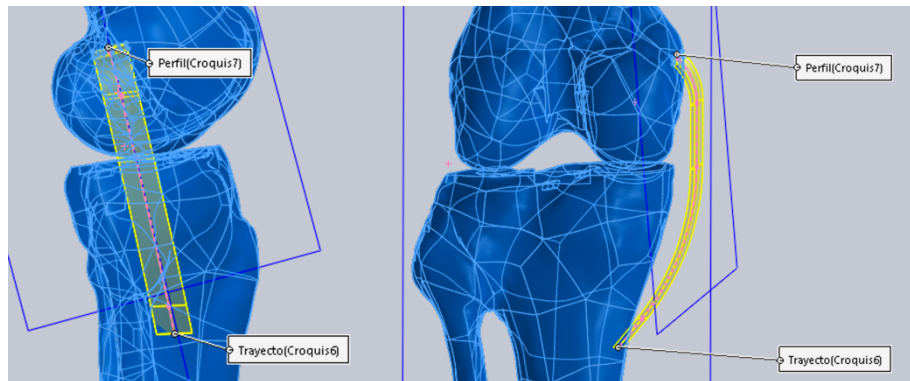


Figura 2.13 A la izquierda, visión posterior de las inserciones; a la derecha, visión medial de las inserciones del LCM.

2.4.5.4 Localización de la inserción del LCL

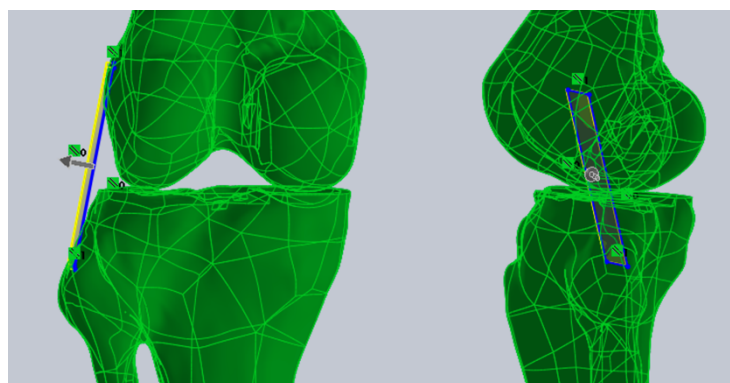


Figura 2.14 A la izquierda, visión posterior de las inserciones; a la derecha, visión lateral de las inserciones del LCL.

2.4.5.5 Localización de la inserción del LAL

Las inserciones del ligamento anterolateral serán diseñadas a partir de las tres posibles localizaciones femorales.

Localización con la inserción femoral del LAL en el epicóndilo

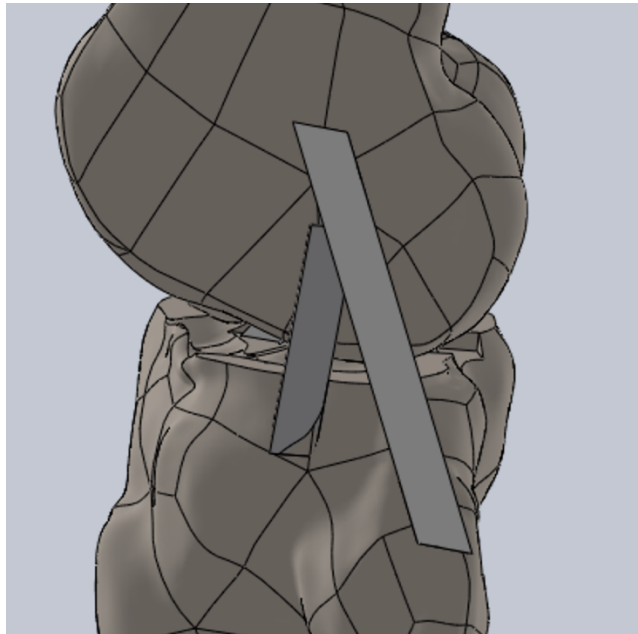


Figura 2.15 Visión lateral de la inserción en el epicóndilo del LAL.

Localización con la inserción femoral del LAL distal y anterior al epicóndilo

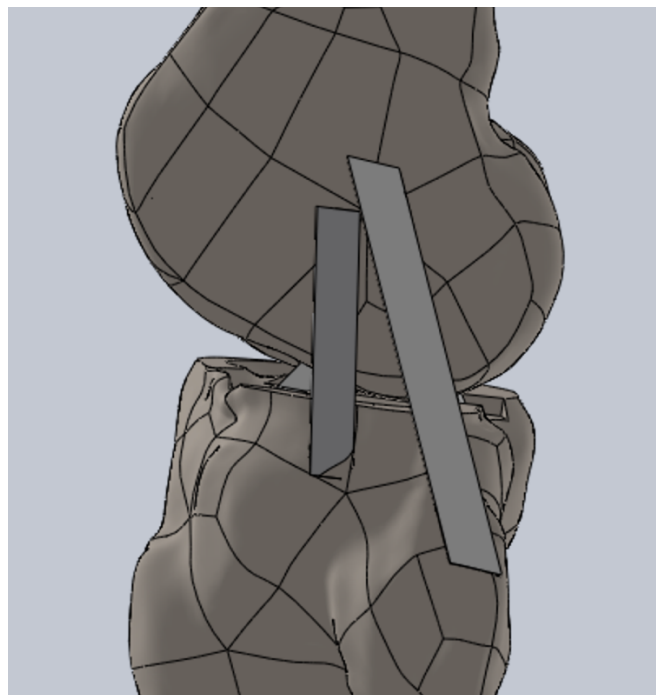


Figura 2.16 Visión lateral de la inserción distal y anterior al epicóndilo del LAL.

Localización con la inserción femoral del LAL proximal y posterior al epicóndilo

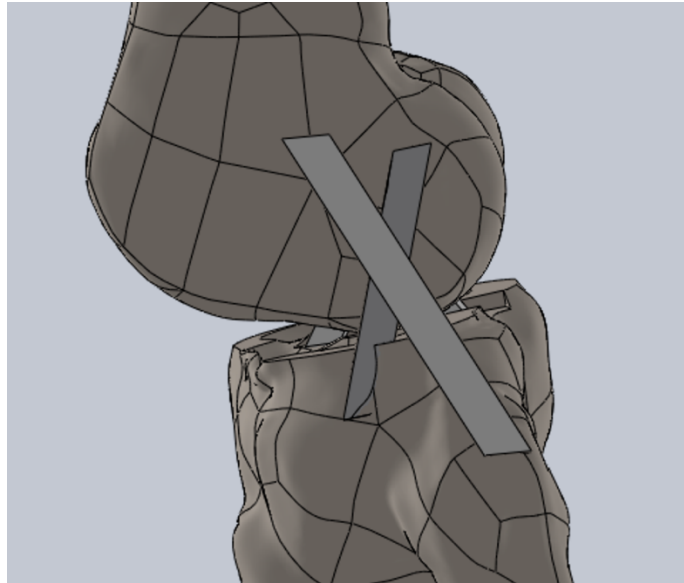


Figura 2.17 Visión lateral de la inserción proximal y posterior al epicóndilo del LAL.

2.5 Estudio estático de las tensiones del modelo

Al realizar un estudio de las tensiones en SolidWorks, se debe tener en cuenta que tipo de estudio queremos usar. Se debe buscar utilizar uno que permita caracterizar los resultados que obtenemos en los ligamentos.

2.5.1 Linealidad

SolidWorks permite realizar los estudios con cálculos lineales o no lineales. En los estudios lineales se asume que las deformaciones serán pequeñas, que la fuerza será constante y que la deformación del material es lineal, es decir, que la tensión será proporcional a la extensión.

Los cálculos que realiza el programa para hallar los desplazamientos se basan en la siguiente ecuación:

$$[K] \cdot u = F$$

Donde K es la matriz de rigidez, u el vector de desplazamientos y F el vector de las cargas externas. Al realizar un estudio lineal, K no es dependiente de los anteriores valores de u ni F , al contrario de lo que ocurre en el caso no lineal.

En un sistema no lineal el comportamiento dependerá del estado actual, debido a que la relación entre fuerza desplazamiento no es lineal. Es correcto asumir que al tener los ligamentos un comportamiento no lineal (Peña et al., 2008) es más adecuado utilizar este tipo de estudio.

No obstante, se trata de un método bastante más complejo donde se deben definir las ecuaciones y curvas de deformación de los ligamentos.

Existen artículos (Orozco et al., 2018) que hablan sobre que no existe demasiada diferencia entre los sistemas lineal y no lineal en los primeros momentos de la fase de contacto en la marcha. Al realizar nuestro estudio en un movimiento de extensión, a pocos grados de la extensión total, podemos asumir que un modelo lineal será lo suficientemente bueno.

2.5.2 Dinamismo

A continuación, se plantea la duda de si realizar un estudio estático o dinámico. En los estudios estáticos se supone que las cargas son constantes o se aplican muy lentamente hasta que alcanzan sus valores máximos.

Conociendo la rigidez del material y las fuerzas aplicadas pueden calcular los desplazamientos mediante una serie de derivaciones de las deformaciones y de los esfuerzos.

Al realizar un estudio estático y lineal, el material no presentará los efectos de los límites elásticos ni de esfuerzo máximo de fractura. Se asume que las

deformaciones serán pequeñas por lo que la rigidez no cambia en función de la deformación y las fuerzas no varían a través del tiempo.

SolidWorks cuando realiza el estudio estático asume que no existe un desbalance entre fuerzas externas e internas (no es teóricamente cierto pero se puede asumir que es casi cero). Donde P son las fuerzas externas e I las fuerzas internas

$$P - I = 0$$

En el análisis dinámico el desequilibrio entre las fuerzas externas e internas resulta en una aceleración.

$$P - I = M \cdot \ddot{u}$$

También se considera que las fuerzas internas dependen linealmente del desplazamiento nodal y de la velocidad.

$$I = C \cdot \dot{u} + K \cdot u$$

Siendo la ecuación del movimiento:

$$M \cdot \ddot{u} + C \cdot \dot{u} + K \cdot u = P$$

Sin embargo, no todos los problemas de movimiento dependientes del tiempo implican un análisis dinámico, como cuando las cargas varían lentamente en el tiempo. Esto se debe a que las tensiones varían por acción de la aceleración.

En nuestro modelo podemos despreciar el impacto de las cargas dinámicas que suelen ser causados por impactos a alta o baja velocidad o por una carga súbita.

2.5.3 Piezas, valores lineales y movimiento del estudio

El objetivo es el de observar el comportamiento del LAL durante la flexo-extensión, así como el modo en el que influye en la inestabilidad rotacional. Por ello, se intentará simular una extensión de la rodilla a 20° de su extensión total. Es durante este movimiento de extensión donde debería actuar el mecanismo de “screw-home”, si no se produce, se trataría de un movimiento patológico.

Una vez que esta totalmente definido el tipo de estudio que queremos realizar, estático lineal, se procede a la construcción del ensamblaje de los componentes. Se deben definir las propiedades de los materiales que se van a usar en los componentes de ensamblaje, ya que estos definirán la deformación.

Los componentes que formarán parte del modelo y sus valores biomecánicos lineales serán:

Pieza	Modulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson	Densidad (kg/m ³)
Fémur	17 000	0.4	1900
Tibia	17 000	0.4	1900
LCA	123	0.4	1600
LCP	168	0.4	1600
LCM	224	0.4	1600
LCL	280	0.4	1600
LAL	224	0.4	1600

Tabla. Los valores obtenidos de la bibliografía (Ashby, 2011; Orozco et al., 2018; Wu & Brown, 2012).

Para los valores del ligamento anterolateral no se han encontrado datos en la bibliografía existente, por lo que se han asumido los mismos valores que el LCM.

2.5.3.1 Ensamblaje

El fémur y la tibia se situarán en posición de semiextensión, a 20° de la extensión completa, mientras que los ligamentos se situarán en sus inserciones.

2.5.3.2 Fuerzas

La fuerza se realizará en la protuberancia de la tibia, simulando la acción del cuádriceps al realizar un trabajo de extensión. El valor de la fuerza es de 300N.

2.5.3.3 Contactos entre componentes

Se considerará una unión rígida entre todos los componentes.

2.5.3.4 Sujeciones

Las sujeciones del modelo articular se ha realizado mediante una geometría fija en el extremo proximal del corte del fémur. Siendo así una cadena cinética abierta.

Capítulo 3

Resultados

3.1 Resultados del proceso de creación del modelo

La primera parte de este proyecto era la del proceso de creación de un modelo que simule el comportamiento de la rodilla para estudiar el efecto de las tensiones en el LAL.

El modelo obtenido consta de dos modelos sólidos de la geometría ósea del fémur y de la tibia, obtenidos a partir de un proceso de escaneo 3D y tratamiento de la malla de puntos.

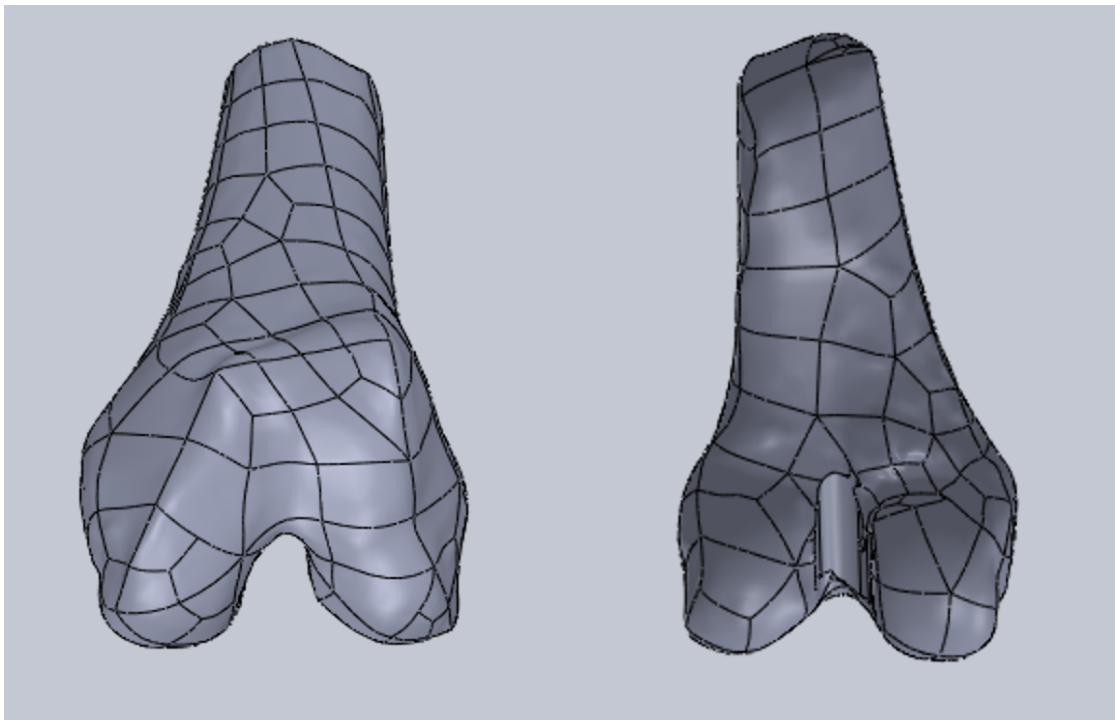


Figura 3.1 Sólido del fémur. A la izquierda, vista frontal e inferior; a la derecha vista posterior.

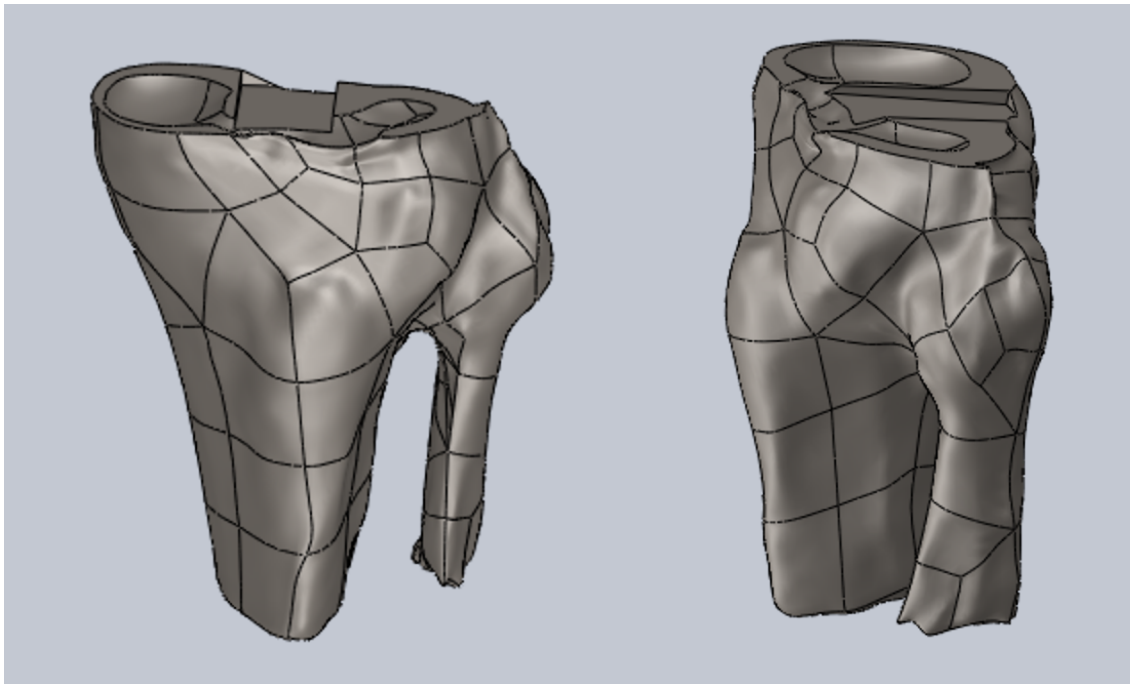


Figura 3.2 Sólido de la tibia. A la izquierda, vista frontal e superior; a la derecha, vista lateral medial.

Se localizaron los puntos de inserción de los ligamentos, y creo un modelo sólido a partir de Solidworks.

Al ensamblar todas las piezas, se obtiene el modelo de la rodilla.

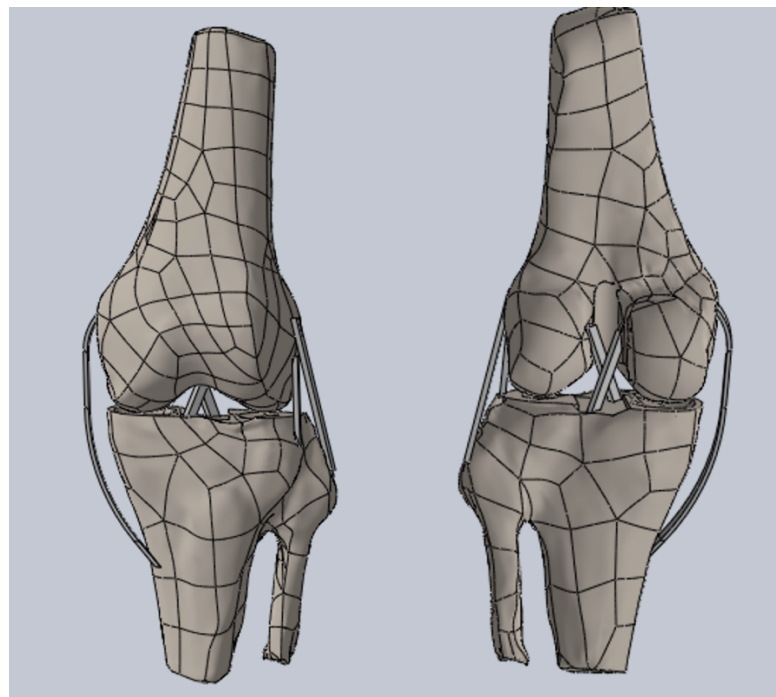


Figura 3.3 Modelo estático en el que los ligamentos son sólidos que se encuentran fijados al hueso.

3.2 Resultados de la simulación

Los datos de la simulación de las diferentes localizaciones de la inserción femoral del LAL reflejan la mayor tensión y su localización en el ligamento.

La mayor tensión ocurre en la posición proximal y posterior al epicóndilo, seguida de la posición en el epicóndilo y finalmente la posición distal y anterior.

Inserción femoral en a posición en el epicóndilo

La tensión máxima registrada de la inserción femoral en a posición en el epicóndilo: $3.130 \times 10^8 \text{ N/m}^2$

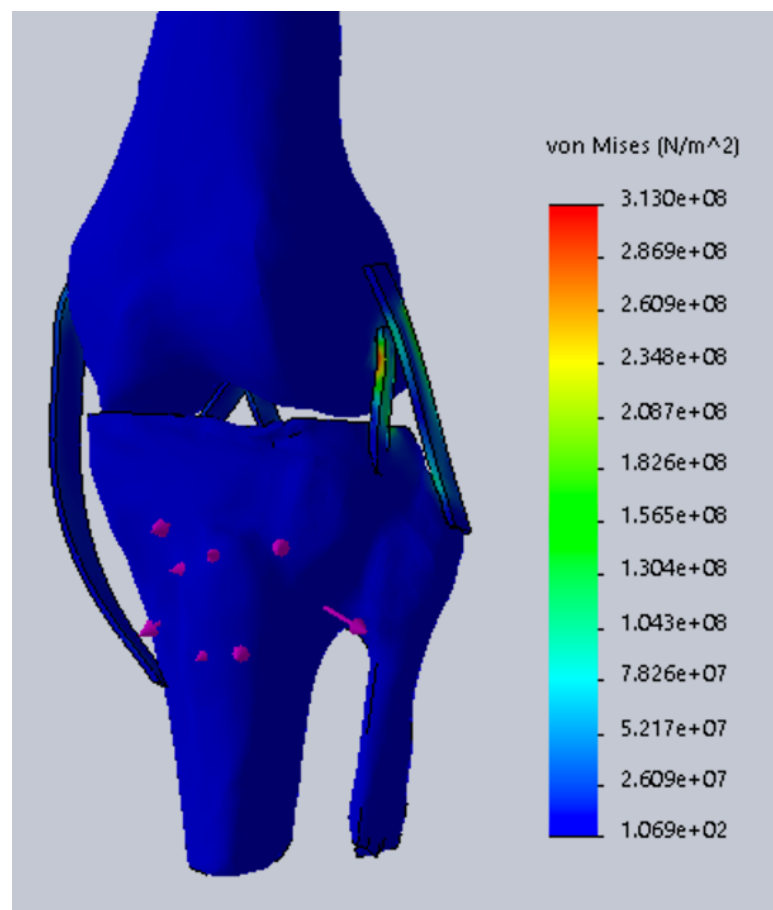


Figura 3.4 Resultados de las tensiones en la localización en el epicóndilo de la inserción femoral del LAL. Vista frontal.

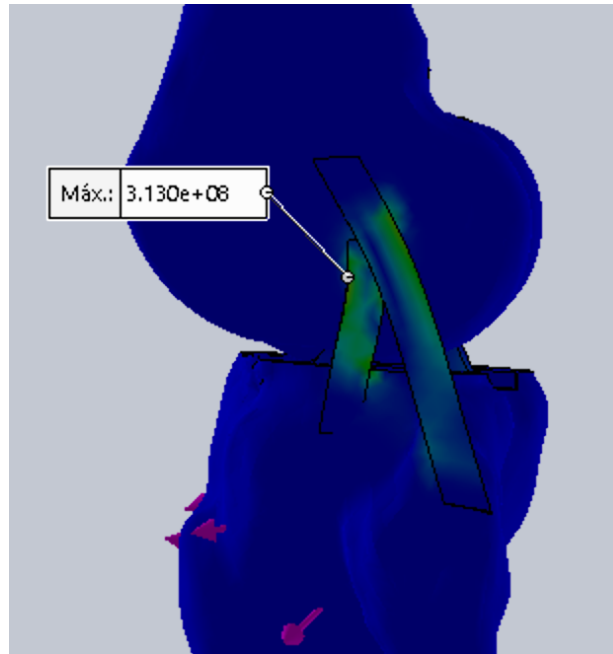


Figura 3.5 Resultados de las tensiones en la localización en el epicóndilo de la inserción femoral del LAL. Vista sagital.

Inserción femoral en a posición distal y anterior al epicóndilo

Tensión máxima de la inserción femoral en a posición distal y anterior al epicóndilo: 2.129×10^8 N/m²

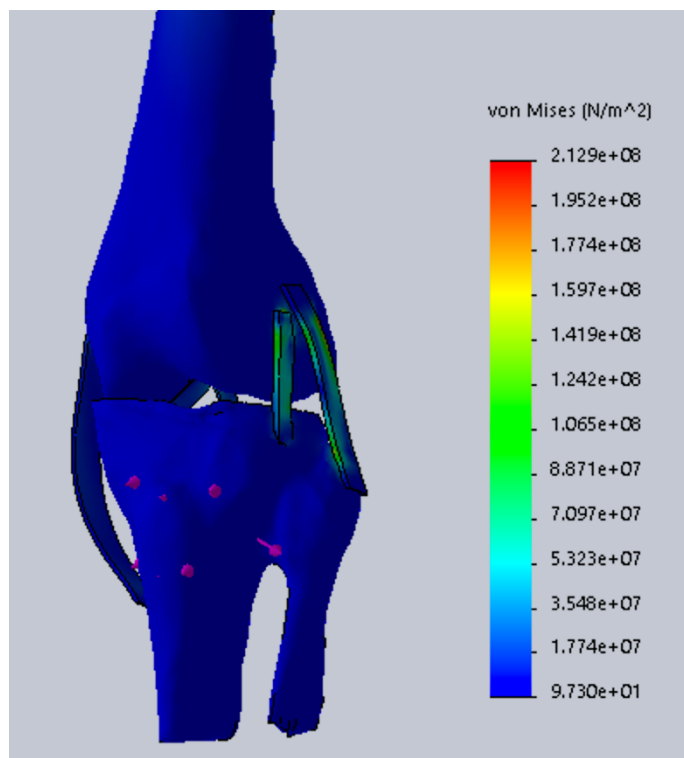


Figura 3.6 Resultados de las tensiones en la localización dista y anterior al epicóndilo de la inserción femoral del LAL. Vista frontal.

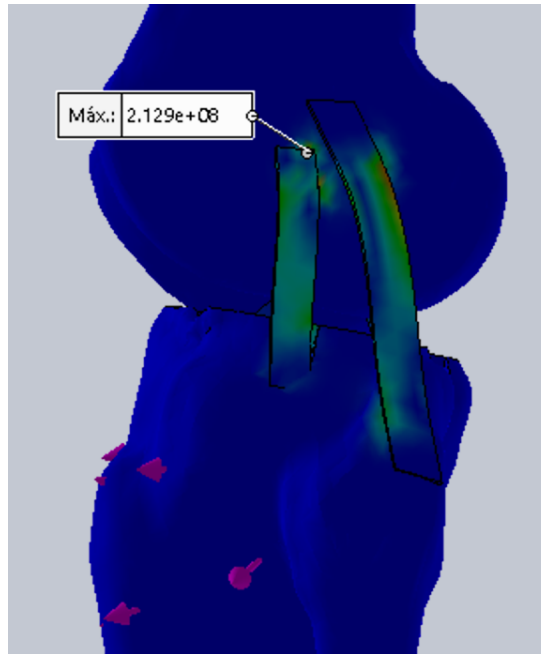


Figura 3.7 Resultados de las tensiones en la localización dista y anterior al epicóndilo de la inserción femoral del LAL. Vista sagital.

Inserción femoral en a posición proximal y posterior al epicóndilo

Tensión máxima de la inserción femoral en a posición proximal y posterior al epicóndilo: $6.677 \times 10^8 \text{ N/m}^2$

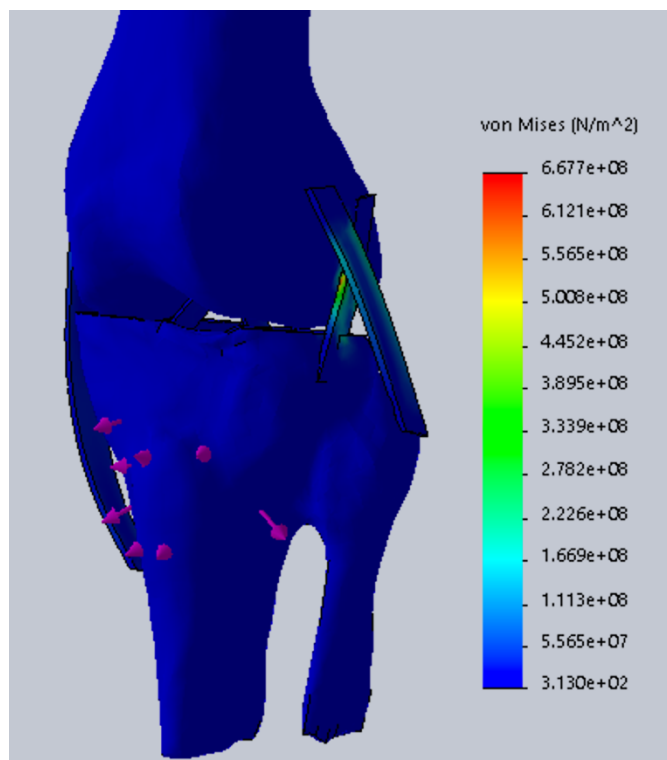


Figura 3.8 Resultados de las tensiones en la localización proximal y posterior al epicóndilo de la inserción femoral del LAL. Vista frontal.

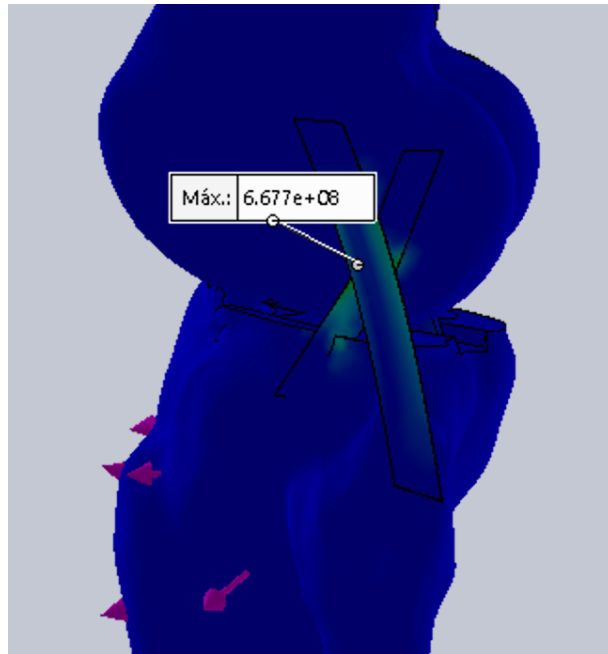


Figura 3.9 Resultados de las tensiones en la localización proximal y posterior al epicóndilo de la inserción femoral del LAL. Vista sagital.

Capítulo 4

Discusión

El modelo creado de la rodilla presenta una serie de ventajas y desventajas debido a las limitaciones del propio modelo.

Los modelos por elementos finitos, como ya se ha comentado, permiten predecir y calcular de manera matemática los comportamientos y los efectos causados por los diferentes parámetros involucrados. Demostrando así ser herramientas muy útiles (Orozco et al., 2018).

La clave en la que se basan los modelos es en la simplificación, debido a que los casos reales resultan ser más complejos. Sin embargo, estos modelos pueden llegar a altos niveles de complejidad, sobretodo cuando se tratan de modelos que intentan simular la biomecánica de los tejidos vivos. Por lo que el éxito se encuentra en la simplificación realizada.

Este proyecto se ha centrado en buscar una simplificación lo suficientemente precisa como para poder obtener unos resultados que nos permitan entender un poco mejor como se comporta el LAL.

La mayor ventaja de este modelo se encuentra en que ha permitido realizar tres estudios diferentes, en los que se observa como el cambio de la posición del LAL afecta al resultado de las tensiones, requiriendo únicamente de una sola pieza anatómica de la rodilla. De haberse realizado el estudio clínico, habría sido necesario utilizar piezas anatómicas que tuviesen la disposiciones descritas anteriormente.

Habiéndose descrito distintas localizaciones entre los diferentes autores, las tres localizaciones femorales más frecuentes son: situada en el epicóndilo, en

una posición mas proximal y posterior al epicóndilo y una posición mas distal y anterior al epicóndilo .

Los resultados de los estudios indican que la mayor tensión aparece cuando la inserción femoral se encuentra en la posición proximal y posterior al epicóndilo (Figura 3.9), esta posición es la que presenta más control de la rotación interna. Mientras que son menores en las posiciones en el epicóndilo (Figura 3.5); y finalmente la posición distal y anterior (Figura 3.7).

Por otro lado, los resultados también muestran que la mayor tensión en el LAL se produce en la zona proximal, mientras que otros artículos (Wang et al., 2019) recogen que la mayor tensión ocurre en la porción distal. Esto puede ser debido a que este modelo no logra tener idóneo desplazamiento de la dirección de los ligamentos al ser considerados como sólidos elásticos, perdiendo cierto grado de rotación.

También añadir, que es posible que las tensiones del ligamento en su inserción en la posición distal y anterior, sean aún menores, debido a que la tensión más alta ocurre en la inserción ligamento-hueso y que se deban a una colisión de la geometría entre ambos.

En la simulación, realizamos un movimiento de extensión en una posición a 20° de la extensión completa. En una rodilla sana en esta posición de 20° de extensión es cuando se produciría el “screw-home” (Kim et al., 2015), en el que la tibia rota externamente alrededor de 5° , lo que causa que la articulación se bloquee dotando de estabilidad a la misma, preparándola para recibir el peso corporal. Si la rodilla no realizase esta rotación externa y se produjese una rotación interna, nos encontramos ante un caso patológico de inestabilidad rotacional.

Estudios biomecánicos nos indican que el ligamento anterolateral se tensa en rotación interna, siendo su participación más importante en los primeros 20°, y es por encima de los 30° cuando la mayor responsabilidad la adquiere la cinta iliotibial (Gómez Cáceres et al., 2018)

Los resultados nos indican que el LAL actúa favoreciendo la rotación externa en la extensión y favoreciendo el mecanismo de “screw-home”, motivo por el cual cuando falla este elemento, la rodilla tendrá menos resistencia la rotación interna patológica.

Estos resultados pueden ser de interés a la hora de decidir cual sería la posición más optima para limitar la rotación interna en la extensión tras reconstruir el ligamento cruzado anterior, ya que, según se desprende del estudio realizado, la posición proximal y posterior de la inserción es la que más favorece a la rotación externa sana.

4.1 Limitaciones

El estudio se ha realizado a partir de una simplificación del mallado de las superficies, reduciendo así información de la geometría.

Entre los componentes que se encuentran en la geometría vemos que no se ha caracterizado la acción de los meniscos, habiendo sido eliminados de la geometría (Orozco et al., 2018); tampoco se tuvo en cuenta una geometría totalmente precisa de los ligamentos, como en el caso del ligamento cruzado anterior que se trata de haces de fibras que se enrollan entre sí (Forriol et al., 2008).

Otra de las limitaciones es la simplificación en lineal de las deformaciones de los ligamentos, ya que éstos poseen comportamientos viscoelásticos no lineales debido a sus fibras de colágeno y de elastina. Por último nos encontramos con la limitación de la simplificación de la anisotropía de los ligamentos, que es la propiedad que causa que haya una mayor tensión en la dirección de las fibras, ya que han sido considerados ortotrópicos. (Angulo & Dobao, 2010).

Capítulo 5

Conclusiones

Siguiendo los objetivos propuestos, se ha desarrollado un modelo de la rodilla formado por un escaneo 3D de la geometría ósea del fémur y de la tibia, y un diseño en SolidWorks de los ligamentos y sus inserciones.

Por otro lado, se ha realizado un estudio estático y lineal de las tensiones en los ligamentos, en un movimiento de extensión, donde se observa como participa el ligamento anterolateral en la estabilidad rotatoria durante el movimiento de flexo-extensión.

Del análisis de los resultados se deduce que la inserción femoral proximal y posterior al epicóndilo del ligamento anterolateral es la que más favorece la rotación externa fisiológica en la extensión de la rodilla al presentar las mayores tensiones.

Bibliografía

- [1] Angulo, M. T., & Dobao, C. (2010). *Biomecánica clínica Biomecánica de los ligamentos*. 11.
- [2] Ashby, M. F. (2011). Case Studies. In *Materials Selection in Mechanical Design* (pp. 341–366). <https://doi.org/10.1016/B978-1-85617-663-7.00012-6>
- [3] Catherine, S., Litchfield, R., Johnson, M., Chronik, B., & Getgood, A. (2015). A cadaveric study of the anterolateral ligament: Re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(11), 3186–3195. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3117-z>
- [4] Claes, S., Vereecke, E., Maes, M., Victor, J., Verdonk, P., & Bellemans, J. (2013). Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *Journal of Anatomy*, 223(4), 321–328. <https://doi.org/10.1111/joa.12087>
- [5] Daggett, M., Ockuly, A. C., Cullen, M., Busch, K., Lutz, C., Imbert, P., & Sonnery-Cottet, B. (2016). Femoral Origin of the Anterolateral Ligament: An Anatomic Analysis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 32(5), 835–841. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2015.10.006>
- [6] Dathe, H., Gezzi, R., Fiedler, C., Kubein-Meesenburg, D., & Nägerl, H. (2016). The description of the human knee as four-bar linkage. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*; 04/2016; ISSN 1509-409X. <https://doi.org/10.5277/abb-00464-2015-03>
- [7] Delgadillo, D. (2017). Ligamento anterolateral de la rodilla. Revisión de conceptos actuales. *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, 31(3), 130–136. <https://doi.org/10.1016/j.rccot.2017.04.002>
- [8] Dodds, A. L., Halewood, C., Gupte, C. M., Williams, A., & Amis, A. A. (2014). The anterolateral ligament: Anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *The Bone & Joint Journal*, 96-B(3), 325–331. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B3.33033>
- [9] Drake, R. L., Volg, W., & Mitchell, A. W. M. (2005). *Gray. Anatomía para estudiantes*. (1st ed.). Elsevier España.
- [10] Forriol, F., Maestro, A., & Vaquero, J. (2008). El Ligamento cruzado anterior: morfología y función. *Trauma Fund MAPFRE*, 19(1), 7–18.

- [11] Gómez Cáceres, A., Garcia-Germán Vázquez, D., Espejo Reina, A., López Rubia, E., Tamimi Mariño, I., & Espejo Baena, A. (2018). Revisión sistemática: Ligamento anterolateral de la rodilla. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 25(1).
<https://doi.org/10.24129/j.reaca.25161.fs1711057>
- [12] Gray, H. (2000). *Anatomy of the Human Body* (20th Edition). New York.
- [13] Hernaiz Alzamora, A., Usabiaga, J., & Mediavilla, J. I. (2014). *Antropometría de los ligamentos cruzados de la rodilla. Estudio por RMN* (Universidad del País Vasco). Retrieved from
<http://www.oc.lm.ehu.es/Departamento/Investigacion/TesisPDF/Tesis%20Hernaiz%20Alzamora.pdf>
- [14] Kapandji, A. I. (2010). *Fisiología articular: Miembro inferior* (6ªed).
- [15] Kennedy, M. I., Claes, S., Fuso, F. A. F., Williams, B. T., Goldsmith, M. T., Turnbull, T. L., ... LaPrade, R. F. (2015). The Anterolateral Ligament: An Anatomic, Radiographic, and Biomechanical Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(7), 1606–1615.
<https://doi.org/10.1177/0363546515578253>
- [16] Kim, H. Y., Kim, K. J., Yang, D. S., Jeung, S. W., Choi, H. G., & Choy, W. S. (2015). Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 7(3), 303. <https://doi.org/10.4055/cios.2015.7.3.303>
- [17] Masouros, S. D., Bull, A. M. J., & Amis, A. A. (2010). (i) Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*, 24(2), 84–91.
<https://doi.org/10.1016/j.mporth.2010.03.005>
- [18] *MeshLab*. (2019). Retrieved from <http://www.meshlab.net/>
- [19] O'Connor, J. J., Shercliff, T. L., Biden, E., & Goodfellow, J. W. (1989). The Geometry of the Knee in the Sagittal Plane. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 203(4), 223–233.
https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1989_203_043_01
- [20] Orozco, G. A., Tanska, P., Mononen, M. E., Halonen, K. S., & Korhonen, R. K. (2018). The effect of constitutive representations and structural constituents of ligaments on knee joint mechanics. *Scientific Reports*, 8(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-20739-w>
- [21] Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., & Doblaré, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1686–1701.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.030>

- [22] Peña, E., Peña, J. A., & Doblaré, M. (2008). On modelling nonlinear viscoelastic effects in ligaments. *Journal of Biomechanics*, 41(12), 2659–2666. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.019>
- [23] Roland, LPX-600 3D Laser Scanner. (2005, November 30). Retrieved from <https://www.rolanddg.com/en/news/2005/051130-lpx-600-3d-laser-scanner-for-easy-professional-3d-scanning-at-the-touch-of-a-button>
- [24] SolidWorks. (2019). Retrieved from <https://www.solidworks.com/>
- [25] Sonnery-Cottet, B., Thaumat, M., Freychet, B., Pupim, B. H. B., Murphy, C. G., & Claes, S. (2015). Outcome of a Combined Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Ligament Reconstruction Technique With a Minimum 2-Year Follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(7), 1598–1605. <https://doi.org/10.1177/0363546515571571>
- [26] Stijak, L., Bumbaširević, M., Radonjić, V., Kadija, M., Puškaš, L., Milovanović, D., & Filipović, B. (2016). Anatomic description of the anterolateral ligament of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(7), 2083–2088. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3422-6>
- [27] Wang, Y., Li, S., Xu, D., Qian, L., Jiang, C., Fu, M., ... Ouyang, J. (2019). Strain distribution of the anterolateral ligament during internal rotation at different knee flexion angles: A biomechanical study on human cadavers. *The Knee*, 26(2), 339–346. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2019.01.001>
- [28] Wu, S. G., & Brown, C. A. (2012). *Developing a three dimensional finite element model of the anterior cruiate ligament to examine the risk factors for women during the sidestep cutting maneuver*. WORCESTER POLYTECHNIC INSTITUTE.