



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



Escola Politécnica Superior

**Trabajo Fin de Máster**

**CURSO 2018/19**

---

*MODELIZACIÓN DE LIGAMENTOS CON ELEMENTOS  
FINITOS Y ESTUDIO DE SU COMPORTAMIENTO EN  
UNA RODILLA HUMANA*

---

**Máster en Ingeniería Industrial**

**ALUMNA**

Inés Taracido López

**TUTOR**

Manuel López López

**FECHA**

JULIO 2019

## TÍTULO Y RESUMEN

### **Modelización de ligamentos con elementos finitos y estudio de su comportamiento en una rodilla humana**

#### *Resumen*

Los modelos de elementos finitos proporcionan una herramienta de gran interés para el conocimiento de la biomecánica de la rodilla y sus componentes al proporcionar información difícil de obtener mediante ensayos experimentales.

En el presente trabajo se realiza un modelo de elementos finitos de una rodilla humana en el que se modelan los ligamentos teniendo en cuenta su conducta hiperelástica, de forma que su comportamiento sea fiel a la realidad. Una vez que se valida el modelo con información bibliográfica, se realizan varios casos de estudio en los que se flexiona la articulación y se simulan diferentes lesiones en los ligamentos. Finalmente, se efectúa un estudio del comportamiento de la articulación y de los ligamentos en cada uno de los escenarios y se obtiene información acerca de la influencia de los daños.

### **Modelización de ligamentos con elementos finitos e estudo do seu comportamento nun xeonllo humano**

#### *Resumo*

Os modelos de elementos finitos proporcionan unha ferramenta de gran interese para o coñecemento da biomecánica do xeonllo e os seus compoñentes ao proporcionar información difícil de obter mediante ensaios experimentais.

No presente traballo realízase un modelo de elementos finitos dun xeonllo humano no que se modelan os ligamentos tendo en conta a súa conduta hiperelástica, de forma que o seu comportamento sexa fiel á realidade. Unha vez que se valida o modelo con información bibliográfica, realízanse varios casos de estudo nos que se flexiona a articulación e se simúlan diferentes lesións nos ligamentos. Finalmente, efectúase un estudo do comportamento da articulación e dos ligamentos en cada un dos escenarios e obtense información acerca da influencia dos danos.

### **Modelling of ligaments with finite elements and study of their behaviour in a human knee**

#### *Abstract*

Finite element models provide a very interesting tool for the knowledge of biomechanics of the knee and its components by providing information difficult to obtain through experimental trials.

In the present work, a finite element model of a human knee is made in which the ligaments are modelled taking into account their hyperelastic behaviour, so that their behaviour is faithful to reality. Once the model is validated with bibliographic information, several case are carried out in which the joint is flexed and different injuries in the ligaments are simulated. Finally, a study of the behaviour of the joint and ligaments in each of the scenarios is carried out and information about the influence of the damage is obtained.



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



Escola Politécnica Superior

**TRABAJO FIN DE MÁSTER  
CURSO 2018/19**

---

*MODELIZACIÓN DE LIGAMENTOS CON ELEMENTOS  
FINITOS Y ESTUDIO DE SU COMPORTAMIENTO EN  
UNA RODILLA HUMANA*

---

**Máster en Ingeniería Industrial**

**Documento**

**MEMORIA**

## ÍNDICE

1	Introducción .....	9
2	Objetivos.....	10
3	Antecedentes .....	11
3.1	Método de Elementos Finitos.....	11
3.2	Abaqus .....	11
3.3	Materiales hiperelásticos.....	12
3.3.1	Materiales hiperelásticos incompresibles .....	14
3.3.2	Materiales hiperelásticos comprensibles.....	16
3.4	Método de elementos finitos en aplicaciones médicas .....	17
3.5	Proyecto Open Knee.....	18
4	Rodilla.....	20
4.1	Descripción anatómica.....	20
4.1.1	Estructura ósea o tejidos duros de la rodilla.....	21
4.1.2	Tejidos blandos de la rodilla .....	23
4.2	Descripción biomecánica de la rodilla .....	25
5	Realización del modelo .....	27
5.1	Elementos que componen el modelo .....	29
5.1.1	Fémur .....	29
5.1.2	Cartílago femoral .....	31
5.1.3	Menisco lateral o externo y menisco medio o interno.....	32
5.1.4	Tibia.....	33
5.1.5	Cartílago tibial lateral o externo y cartílago tibial medio o interno.....	34
5.1.6	Ligamentos .....	35
5.1.7	Resumen de las características de los componentes .....	40
6	Escenarios de estudio.....	42
6.1	Rodilla sana en estado de reposo.....	42
6.2	Rodilla sana en flexión.....	48
6.3	Rodilla con lesión en el LCA en flexión .....	53
6.4	Rodilla con lesión en el LCP en flexión .....	56
7	Análisis de resultados .....	59
8	Conclusiones .....	61
9	Líneas futuras .....	62
10	Bibliografía.....	63

## ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1: Etapas del análisis de elementos finitos. Fuente: elaboración propia.</i>	12
<i>Figura 2: Material con comportamiento elástico e hiperelástico Fuente: (Hernández Ibáñez &amp; Fontán Pérez, 2017).</i>	13
<i>Figura 3: Sistema de fijación interna de una cadera y tensiones de Von Mises. Fuente: (Ramos Botello, Extrada Cingualbres, &amp; Bosch Cabrera, 2013).</i>	17
<i>Figura 4: Geometría y modelo de elementos finitos del corazón fetal de 23 semanas. Fuente: (E. Peña, J. Ohayon, Y. Usson, A. Azancot, &amp; M. Doblaré, 2010).</i>	18
<i>Figura 5: Modelo computacional de la articulación de la rodilla. Fuente: (Ahmet Erdemir, 2015).</i>	18
<i>Figura 6: Anatomía de la rodilla humana. Fuente: (UChicagoMedicine, 2015).</i>	20
<i>Figura 7: Rótula de la articulación de la rodilla. Fuente: (Patela o Rotula).</i>	21
<i>Figura 8: Ubicación de la rótula en la articulación de la rodilla. Fuente: (Dr Massimo Defilippo, 2012).</i>	21
<i>Figura 9: Partes del extremo inferior del fémur. Fuente: (Tu cuerpo humano, s.f.).</i>	22
<i>Figura 10: Extremo superior o proximal de la tibia. Fuente: (Articulación de la rodilla, 2014).</i>	22
<i>Figura 11: Ubicación de los meniscos en la articulación de la rodilla. Fuente: (Urbanfisisio, s.f.).</i>	23
<i>Figura 12: Ligamentos de la articulación de la rodilla. Fuente: (Basquetteur, 2008).</i>	25
<i>Figura 13: Flexión de rodilla. Fuente: (Articulación femoropatelar).</i>	26
<i>Figura 14: Gráfica tensión-deformación. Fuente: (Pérez González, Mecapedia, 2014).</i>	27
<i>Figura 15: Coeficiente de Poisson. Fuente: (Pérez González, Mecapedia, 2018).</i>	28
<i>Figura 16: Representación del extremo inferior del fémur y creación del plano tronco femoral. Fuente: elaboración propia.</i>	30
<i>Figura 17: Mallado del fémur. Fuente: elaboración propia.</i>	30
<i>Figura 18: Dos vistas de la representación del cartílago femoral en el modelo. Fuente: elaboración propia.</i>	31
<i>Figura 19: Malla del cartílago femoral. Fuente: elaboración propia.</i>	31
<i>Figura 20: Representación de los meniscos de la rodilla derecha, vista superior. Fuente: elaboración propia.</i>	32
<i>Figura 21: Mallado de los meniscos. Fuente: elaboración propia.</i>	32
<i>Figura 22: Representación de la tibia. Fuente: elaboración propia.</i>	33
<i>Figura 23: Mallado de la tibia. Fuente: elaboración propia.</i>	33
<i>Figura 24: Representación de los cartílagos tibiales. Fuente: elaboración propia.</i>	34
<i>Figura 25: Mallado de los cartílagos tibiales. Fuente: elaboración propia.</i>	34
<i>Figura 26: Representación del ligamento colateral lateral. Fuente: elaboración propia.</i>	36
<i>Figura 27: Ubicación en el modelo del ligamento colateral lateral. Fuente: elaboración propia.</i>	36
<i>Figura 28: Mallado del ligamento colateral lateral. Fuente: elaboración propia.</i>	37
<i>Figura 29: Representación y ubicación en el modelo del ligamento colateral medio. Fuente: elaboración propia.</i>	37

<i>Figura 30: Mallado del ligamento colateral medio. Fuente: elaboración propia.</i>	38
<i>Figura 31: Representación en el modelo de ambos ligamentos cruzados. Fuente: elaboración propia.</i>	38
<i>Figura 32: Representación y mallado del ligamento cruzado anterior. Fuente: elaboración propia.</i>	39
<i>Figura 33: Representación y mallado del ligamento cruzado posterior. Fuente: elaboración propia.</i>	39
<i>Figura 34: Modelo ensamblado. Fuente: elaboración propia.</i>	40
<i>Figura 35: Mallado del modelo ensamblado. Fuente: elaboración propia.</i>	41
<i>Figura 36: Tensión de Von Mises en los meniscos. Vista superior de la rodilla derecha. Fuente: elaboración Propia.</i>	43
<i>Figura 37: Tensión de Von Mises en los meniscos. Vista inferior. Fuente: elaboración Propia.</i>	43
<i>Figura 38: Distribución de presiones en los meniscos. Vista superior. Fuente: elaboración propia.</i>	44
<i>Figura 39: Distribución de presiones en los meniscos. Vista inferior. Fuente: elaboración propia.</i>	44
<i>Figura 40: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.</i>	45
<i>Figura 41: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.</i>	45
<i>Figura 42: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado anterior. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.</i>	46
<i>Figura 43: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado posterior. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.</i>	46
<i>Figura 44: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.</i>	46
<i>Figura 45: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio. Vista lateral interior. Fuente: elaboración propia.</i>	47
<i>Figura 46: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado anterior. Vista frontal. Fuente: elaboración propia.</i>	47
<i>Figura 47: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado posterior. Vista frontal. Fuente: elaboración propia.</i>	47
<i>Figura 48: Modelo de rodilla sana flexionada. Fuente: elaboración propia.</i>	48
<i>Figura 49: Tensión de Von Mises en los meniscos cuando la rodilla está flexionada. Vista superior de la rodilla derecha. Fuente: elaboración propia.</i>	48
<i>Figura 50: Tensión de Von Mises en los meniscos cuando la rodilla está flexionada. Vista inferior de la rodilla derecha. Fuente: elaboración propia.</i>	49
<i>Figura 51: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.</i>	49
<i>Figura 52: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio en el caso de flexión. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.</i>	50
<i>Figura 53: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.</i>	50
<i>Figura 54: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.</i>	51
<i>Figura 55: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.</i>	51

<i>Figura 56: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 57: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 58: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 59: Resultados de la tensión de Von Mises de la rodilla sin LCA en flexión. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 60: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 61: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 62: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión sin LCA. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 63: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 64: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 65: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 66: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 67: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 68: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión sin LCP. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 69: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 70: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 71: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 72: Flexión de rodilla con rotura del LCA, izquierda, y con rotura del LCP, derecha. Fuente: (Así funciona la rodilla, 2017).....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 73: Esfuerzo frente a la deformación para los huesos de un niño, un adulto y un anciano. Fuente: (Aguado Jódar).....</i>	<i>62</i>

## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Parámetros de la energía de deformación Neo-Hookeana. Fuente: (Zahra Trad, Abdelwahed Barkaoui, Moez Chafra, &amp; João Manuel R.S. Tavares, 2018).</i> .....	35
<i>Tabla 2: Materiales de cada uno de los componentes del modelo. Fuente: elaboración propia.</i> .....	40
<i>Tabla 3: Mallado de los componentes del modelo. Fuente: elaboración propia.</i> .....	41
<i>Tabla 4: Fuerzas resultantes en el corte de los ligamentos en el caso de reposo y de flexión. Fuente: elaboración propia.</i> .....	60
<i>Tabla 5: Fuerzas resultantes en los ligamentos cruzados en los diferentes casos de flexión. Fuente: elaboración propia.</i> .....	60

## 1 INTRODUCCIÓN

El método de elementos finitos es un método numérico de gran importancia en ingeniería para la resolución de problemas que resultan muy difíciles de solventar por métodos matemáticos tradicionales. Por ello, cada vez se utilizan más los análisis mediante elementos finitos para diversas aplicaciones y sectores. Como, por ejemplo, en el sector médico, al permitir el estudio de diferentes tejidos, articulaciones o huesos.

En este contexto surge la idea del presente trabajo, en el cual se modelarán los ligamentos de la articulación de la rodilla teniendo en cuenta el comportamiento hiperelástico de los mismos. Los materiales hiperelásticos son aquellos en que la tensión aplicada no es proporcional a la deformación.

Mediante Abaqus, software que aplica el método de elementos finitos, se generará el modelo de una rodilla con ligamentos y se estudiará su comportamiento y sus tensiones obtenidas en diferentes escenarios. Para esto, se parte de un modelo geométrico tridimensional de la articulación de la rodilla obtenido del proyecto de acceso libre llamado Open Knee. Se introducen las partes de la articulación proporcionadas y, a continuación, se realiza el ensamblaje de las mismas y se les asignan los materiales. Tras realizar el mallado de cada uno de los componentes y aplicarle las cargas, desplazamientos y restricciones adecuados se procede al análisis y se estudian los resultados.

A partir de los cálculos realizados en diferentes escenarios se obtienen conclusiones sobre el comportamiento de la articulación y sobre cómo actúan los ligamentos. Proporcionando, de este modo, una herramienta de gran interés para el conocimiento de la biomecánica de la rodilla y de sus componentes. Permitiendo la ejecución de pruebas y ensayos en este modelo por ordenador, sin necesidad de disponer de medios físicos como un laboratorio o la donación de una rodilla humana.

## 2 OBJETIVOS

El objetivo principal del presente trabajo es el modelado de ligamentos con elementos finitos, teniendo en cuenta su comportamiento hiperelástico, y el análisis de su conducta en una rodilla humana.

Para su cumplimiento, inicialmente se obtiene la geometría de la rodilla de un proyecto de acceso libre del que se adquieren los componentes que conforman la articulación. Tras ello, se introducen en Abaqus, software de elementos finitos, donde se ensamblan y aplican las condiciones y características de cada una de las partes. Se aplican las cargas oportunas y las restricciones necesarias, y se procede a la validación del modelo analizando y comparando las tensiones y resultados obtenidos en el cálculo con la literatura consultada. Por último, se desarrollan diferentes escenarios para estudiar el comportamiento tanto de la rodilla como de los ligamentos cuando la articulación está flexionada o sufre alguna lesión.

Por lo tanto, los objetivos específicos de este trabajo se pueden resumir en los siguientes puntos:

- Realizar un análisis de los diferentes modelos de materiales hiperelásticos y como se introducen en Abaqus.
- Realizar el modelado de la articulación de la rodilla con ligamentos en elementos finitos.
- Validar el modelo de elementos finitos.
- Efectuar una experimentación con el modelo y estudiar el comportamiento de la articulación flexionada y con alguna lesión.

## 3 ANTECEDENTES

### 3.1 Método de Elementos Finitos

El método de elementos finitos (MEF) es un método numérico para resolver ecuaciones diferenciales por medio de aproximaciones discretas. Posee una amplia utilidad práctica en ingeniería permitiendo resolver casos que resultaban prácticamente imposibles de solventar mediante métodos matemáticos tradicionales.

Este método consiste en la división de un cuerpo de naturaleza continua, formado por infinitos puntos, en un número de pequeños elementos, denominados elementos finitos, interconectados entre sí a través de nodos. A este proceso se le conoce como discretización, y al conjunto de los nodos y sus relaciones de proximidad se le denomina malla. Cuanto mayor sea el número de elementos finitos, más exacta y cercana a la realidad será la solución proporcionada por este método.

De esta manera, el campo de desplazamiento en el interior de cada elemento se puede formular en función de los desplazamientos de los nodos. Lo que permite obtener la matriz de rigidez de cada elemento, las cuales, una vez ensambladas, mediante el análisis matricial de estructuras, hacen posible la obtención de los desplazamientos en los nodos de los elementos finitos. A partir de los cuales se puede determinar de forma aproximada las tensiones y deformaciones en el interior de los elementos.

Aplicando el MEF, por tanto, se logra pasar de un sistema continuo, de infinitos grados de libertad, a un sistema con un número finito de grados de libertad cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones.

Algunas de las ventajas de utilizar este método son, hacer posible el cálculo de estructuras que eran inaccesible mediante métodos manuales, reducir en gran medida el riesgo de errores operativos, permitir predecir la respuesta bajo condiciones de carga específica y reducir costos evitando el desarrollo de prototipos.

### 3.2 Abaqus

Abaqus es un software, desarrollado por Dassault Systemes, que aplica el método de elementos finitos para resolver diversos problemas estructurales, como, por ejemplo, estáticos, dinámicos, problemas de contacto de sólidos, térmicos y mecánica de fluidos entre otros.

En general, como se muestra en la Figura 1, se diferencian tres fases o etapas en el análisis completo de elementos finitos:

- Preproceso o modelado.

En esta primera etapa se define la geometría, se genera la malla y se aplican las condiciones de contorno, a la vez que se le asignan las propiedades a los materiales.

A la hora de realizar el mallado es relevante tener en cuenta que las regiones con mayores tensiones o en las cuales se quiera centrar el estudio deben tener un mayor número de nodos, o lo que es lo mismo, un tamaño menor de elemento. Abaqus consta de un preprocesador, Abaqus/CAE (“Complete Abaqus Environment”), que genera los archivos de entrada utilizados en el procesamiento, también se pueden realizar mediante otro software CAD compatible.

- Procesamiento o análisis de elementos finitos.

En esta fase intermedia se obtiene el resultado del preprocesamiento. En el caso de problemas lineales, no dependientes del tiempo, el cálculo normalmente se reduce a adquirir los desplazamientos de los nodos, y a partir de ellos definir de forma aproximada el campo de desplazamiento en los elementos finitos.

Por otro lado, si el problema no es lineal, la aplicación de las fuerzas y cargas requiere considerar incrementos numéricos y calcular magnitudes referidas a los nodos en cada uno de ellos. En el caso de problemas dependientes del tiempo, es similar, se considera una sucesión de instantes cercanos en el tiempo.

La realización de esta etapa se lleva a cabo mediante Abaqus/Standard, para análisis estáticos y dinámicos de baja velocidad, o Abaqus/Explicit, para eventos dinámicos o de conducta no lineal, u otros.

- Postproceso.

En esta última etapa se estudian los resultados obtenidos en el procesamiento, los cuales contienen gran cantidad de datos al tratarse de soluciones a problemas complejos. Por este motivo, en esta fase, mediante herramientas numéricas y gráficas, se identifica la localización precisa de información, como esfuerzos y deformaciones, haciendo más comprensibles los resultados y permitiendo obtener conclusiones.

Al igual que en preprocesamiento en esta etapa también se realiza mediante Abaqus/CAE.

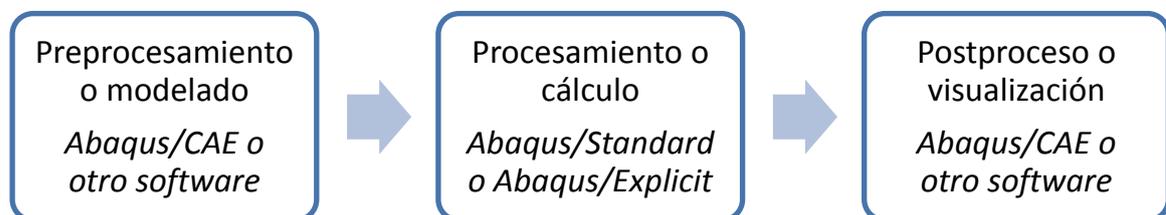


Figura 1: Etapas del análisis de elementos finitos. Fuente: elaboración propia.

Abaqus es un software que permite resolver infinidad de problemas estructurales, como el cálculo de tensiones de diversos componentes mecánicos, evaluación de la capacidad de una estructura frente a diferentes condiciones externas o las tensiones en articulaciones humanas, como la rodilla. Este último ejemplo es el caso que se aborda en el presente trabajo, donde se modelan los ligamentos de una rodilla y se analiza su comportamiento mediante elementos finitos, utilizando Abaqus.

### 3.3 Materiales hiperelásticos

Los materiales hiperelásticos son aquellos en los que la relación entre tensión y deformación no sigue una ley lineal, es decir, la tensión aplicada al material no es proporcional a la deformación del mismo, Figura 2. Si una vez cargados se realiza un proceso de descarga, esta se produce siguiendo la misma ley que en la carga y, por tanto, cuando la tensión desaparece completamente se disipan también las deformaciones. (Hernández Ibáñez & Fontán Pérez, 2017)

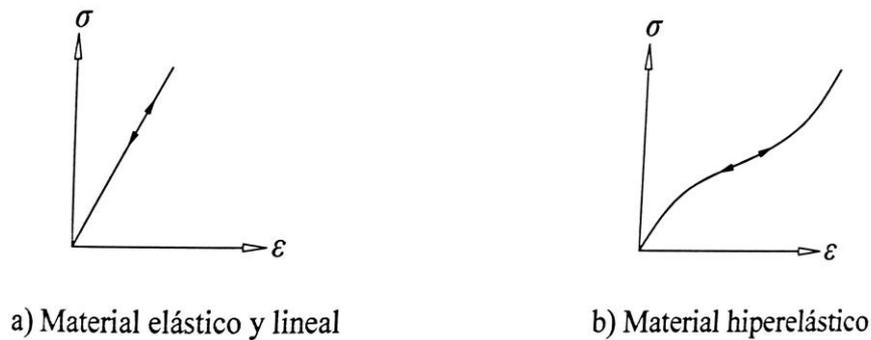


Figura 2: Material con comportamiento elástico e hiperelástico Fuente: (Hernández Ibáñez & Fontán Pérez, 2017).

En general este tipo de comportamiento se presenta en materiales con gran deformabilidad como los elastómeros, utilizados en aparatos de apoyo en puentes, en elementos de unión en estructuras aeronáuticas y en componentes de la industria del automóvil. También, se encuentra en los materiales biológicos, como los de tejidos de los seres vivos, que cada vez adquieren una mayor importancia debido al desarrollo del campo de la ingeniería biomédica que se ocupa del comportamiento mecánico de estos materiales.

En el análisis por elementos finitos, los materiales hiperelásticos están caracterizados por las funciones de energía de deformación (U), deformación almacenada en el material por unidad de volumen, las cuales se expresan en términos de los invariantes de la matriz de deformación unitaria, de 3x3. Por lo que en el software utilizado en el presente trabajo, Abaqus, la energía potencial elástica U de un material hiperelástico será función de los tres invariantes ya mencionados  $I_1$ ,  $I_2$  y  $I_3$ .

La expresión del incremento diferencial, dU, de la energía de deformación es:

$$dU = \sum_{i=1}^3 \sigma_i \cdot d\varepsilon_i = \sum \frac{\partial U}{\partial \varepsilon_i} \cdot d\varepsilon_i$$

En este tipo de materiales, la expresión de la energía de deformación tiene que cumplir las siguientes propiedades:

- 1) Tras cualquier número de ciclos de carga y descarga, si la deformación ( $\varepsilon$ ) es nula, también lo será la energía de deformación (U). No hay energía almacenada.

$$\varepsilon=0 \quad U=0$$

- 2) Si no existe de deformación ( $\varepsilon$ ), la tensión ( $\sigma$ ) es nula.

$$\sigma(\varepsilon = 0) = \left( \frac{\partial U}{\partial \varepsilon} \right)_{\varepsilon=0} = 0$$

- 3) Si la deformación ( $\varepsilon$ ) aumenta también debe hacerlo la tensión ( $\sigma$ ).

$$\left( \frac{\partial^2 U}{\partial \varepsilon^2} \right) > 0$$

En resumen, la diferencia entre un material elástico y lineal y otro hiperelástico es que, en el primero la relación entre tensión y deformación es un valor constante que se corresponde con el módulo de elasticidad (E), y en el segundo esta relación es variable y se establece a través de la energía de deformación.

En los materiales hiperelásticos, como ya se mencionó anteriormente, la energía de deformación se formula en función de los invariantes de los tensores de Cauchy-Green con la finalidad de que sea independiente del sistema de coordenadas que se esté utilizando. En general las expresiones tienen la siguiente forma:

$$U = U(I_1, I_2, I_3)$$

Los tensores definidos en términos de relaciones de estiramiento principales  $\lambda_1, \lambda_2$  y  $\lambda_3$  son:

$$\begin{aligned} I_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \\ I_2 &= \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \cdot \lambda_1^2 \\ I_3 &= \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 \end{aligned}$$

Se puede hacer una distinción entre los materiales hiperelásticos incompresibles, donde  $I_3=1$ , y los que experimentan variación de volumen al deformarse, es decir, los compresibles. Los primeros modelos de hiperelasticidad asumían la condición de conservación del volumen, es decir, se les consideraba incompresibles, ya que los materiales elastoméricos responden bien a esa hipótesis y formulaciones como la neo-Hooke, Yeoh, Ogden o Mooney-Rivlin proporcionaban resultados adecuados. No obstante, no sucede lo mismo en algunos materiales, por lo que, actualmente, esos modelos han generado versiones actualizadas para adecuarse al comportamiento de los materiales hiperelásticos compresibles. (Hernández Ibáñez & Fontán Pérez, 2017)

### 3.3.1 Materiales hiperelásticos incompresibles

Los materiales hiperelásticos incompresibles se utilizan en diversas aplicaciones de ingeniería, por ejemplo en conexiones entre elementos estructurales. No tienen prácticamente cambio volumétrico cuando sufren una deformación, por ello se denominan incompresibles. De forma que:

$$I_3 = \lambda_1^2 \cdot \lambda_2^2 \cdot \lambda_3^2 = 1$$

Debido a que la variación del volumen del medio deformable respecto al inicial es:

$$\frac{V_r}{V} \approx \frac{dx \cdot dy \cdot dz \cdot (1 + \varepsilon_1)(1 + \varepsilon_2)(1 + \varepsilon_3)}{dx \cdot dy \cdot dz} = \lambda_1 \cdot \lambda_2 \cdot \lambda_3 = \sqrt{I_3}$$

Por lo tanto, la energía de deformación de estos materiales se formula en función de los dos primeros invariantes. Existen diferentes alternativas para la ecuación de la energía de deformación, algunas de las más relevantes son:

### 3.3.1.1 Modelo de Mooney-Rivlin

Es uno de los que primero fue formulado. La energía de deformación es:

$$U = \frac{\mu_1}{2} \cdot (I_1 - 3) - \frac{\mu_2}{2} \cdot (I_2 - 3)$$

Depende de los parámetros  $\mu_1$ ,  $\mu_2$  que son característicos de cada material. En ocasiones la expresión se modifica y se escribe como:

$$U = c_1 \cdot (I_1 - 3) - c_2 \cdot (I_2 - 3)$$

### 3.3.1.2 Modelo actualizado de Hooke o Neo-Hookean

Es una simplificación del modelo de Mooney-Rivlin haciendo  $c_2=0$ , se puede utilizar cuando los datos sobre el material no son suficientes. En este caso la expresión de la energía de deformación es:

$$U = c_1 \cdot (I_1 - 3)$$

### 3.3.1.3 Modelo de Yeoh

Yeoh propuso un modelo en forma de polinomio de tercer orden basado solo en el primer invariante  $I_1$ . (Majid Shazad, Ali Kamran, Muhammad Zeeshan Siddiqui, & Muhammad Farham, 2015) La energía de deformación se expresa como:

$$U = \sum_{i=1}^3 c_i \cdot (I_1 - 3)^i$$

### 3.3.1.4 Modelo de Ogden

En este modelo la energía de deformación se formula a través de expresiones polinómicas de las elongaciones principales, lo que lleva a:

$$U = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} \cdot (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3)$$

Puede observarse que si se particulariza la expresión (6.2.4.1) con los valores:

$$n = 2 \quad \alpha_1 = 2 \quad \alpha_2 = -2$$

El modelo resultante es el de Mooney-Rivlin.

### 3.3.2 Materiales hiperelásticos comprensibles

En algunas ocasiones no es adecuada la hipótesis de incompresibilidad del material. Cuando en material es comprensible se elimina la condición de que el volumen permanece constante, por lo que en estos casos:

$$I_3 \neq 1$$

Algunos de los modelos utilizados para este tipo de materiales son:

#### 3.3.2.1 Modelo de Mooney-Rivlin

En este modelo, para materiales hiperelásticos comprensibles se le añade a la expresión de la energía de deformación un nuevo término, quedando:

$$U = c_1 \cdot (I_1 - 3) + c_2 \cdot (I_2 - 3) + d \cdot (\sqrt{I_3} - 1)^2$$

Otra forma de expresar la energía de deformación, donde  $C_1$ ,  $C_2$  y  $D_1$  son parámetros dependientes del material y  $J^{el}$  es la relación de volumen elástica, es:

$$U = c_1 \cdot (I_1 - 3) + c_2 \cdot (I_2 - 3) + \frac{1}{D_1} (J^{el} - 1)^2$$

#### 3.3.2.2 Modelo actualizado de Hooke

Como ya se comentó anteriormente este modelo es una simplificación del modelo anterior al considerar  $C_2=0$ . La expresión de la energía de deformación queda:

$$U = c_1 \cdot (I_1 - 3) + d \cdot (\sqrt{I_3} - 1)^2$$

Otra formulación posible presenta la siguiente expresión:

$$U = c_1 \cdot (I_1 - 3) + \frac{1}{D_1} (J^{el} - 1)^2$$

#### 3.3.2.3 Modelo de Yeoh

Para materiales hiperelásticos comprensibles la expresión de la energía de deformación es:

$$U = \sum_{i=1}^3 c_i \cdot (I_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^3 d_i \cdot (\sqrt{I_3} - 1)^{2 \cdot i}$$

Expresada de otra forma:

$$U = \sum_{i=1}^3 c_1 \cdot (I_{C1} - 3)^i + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} \cdot (J^{el} - 1)^{2 \cdot i}$$

### 3.3.2.4 Modelo de Ogden

La expresión para materiales compresibles debe incluir un nuevo término, quedando:

$$U = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} \cdot (\lambda_1^{\alpha_i} \cdot \lambda_2^{\alpha_i} \cdot \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + d \cdot (\sqrt{I_{C3}} - 1)^2$$

De igual forma que para los materiales incompresibles si se particulariza para  $n = 2$ ,  $\alpha_1 = 2$  y  $\alpha_2 = 2$ , se obtiene el modelo de Mooney-Rivlin.

Otra forma de expresión de la energía de deformación de este modelo es:

$$U = \sum_{i=1}^n \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \cdot (\lambda_1^{\alpha_i} \cdot \lambda_2^{\alpha_i} \cdot \lambda_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^n \frac{1}{D_i} \cdot (J^{el} - 1)^{2i}$$

Donde  $\mu_i$ ,  $\alpha_i$ ,  $D_i$  son parámetros del material.

## 3.4 Método de elementos finitos en aplicaciones médicas

Los métodos de elementos finitos son muy utilizados en ingeniería al proporcionar una herramienta capaz de obtener la solución de cálculos de estructuras complejas, no obstante cada vez más estos métodos se utilizan también en otras industrias como la biomédica. Mediante el análisis de elementos finitos se puede comprender mejor el funcionamiento del cuerpo humano y avanzar en el tratamiento y curación de multitud de lesiones.

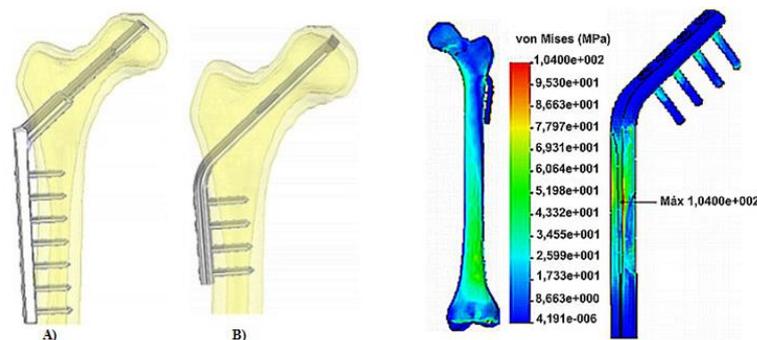


Figura 3: Sistema de fijación interna de una cadera y tensiones de Von Mises. Fuente: (Ramos Botello, Extrada Cingualbres, & Bosch Cabrera, 2013).

Utilizando este método se pueden realizar estudios comparativos de sistema de fijación para fracturas de caderas, Figura 3, estudiar las articulaciones, o incluso simular la biomecánica del corazón, Figura 4.

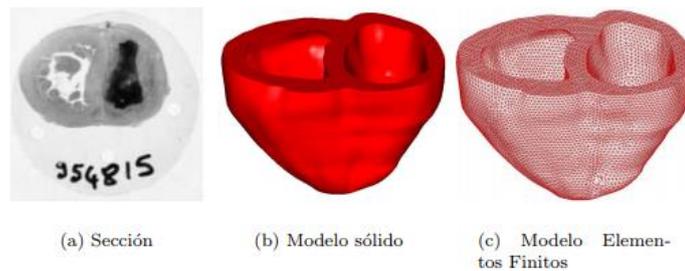


Figura 4: Geometría y modelo de elementos finitos del corazón fetal de 23 semanas. Fuente: (E. Peña, J. Ohayon, Y. Usson, A. Azancot, & M. Doblaré, 2010).

En el presente trabajo se utiliza el método de elementos finitos para modelizar los ligamentos de una rodilla y estudiar el comportamiento de la misma. Para modelar los ligamentos, al igual que otros tejidos del cuerpo, se consideran materiales hiperelásticos como se detalla más adelante.

### 3.5 Proyecto Open Knee

En la realización del análisis por elementos finitos es necesario partir de un modelo geométrico que represente lo más fielmente la realidad. La articulación de la rodilla es compleja, está compuesta por múltiples partes con morfologías características, lo cual hace que modelarla sea una tarea altamente complicada.

Por este motivo, en este trabajo la geometría tridimensional de la articulación de la rodilla se obtiene del proyecto Open Knee (Open Knee(s): Virtual Biomechanical Representations of the Knee Joint, s.f.).

Open Knee es una plataforma de acceso libre la cual tiene como objetivo proporcionar el acceso libre a las representaciones tridimensionales de la articulación de la rodilla para que cualquier persona interesada pueda utilizarlas. Las geometrías de las partes de la rodilla han sido generadas a partir de resonancias magnéticas de donantes reales, lo cual hace que sea un modelo fiel a la realidad.

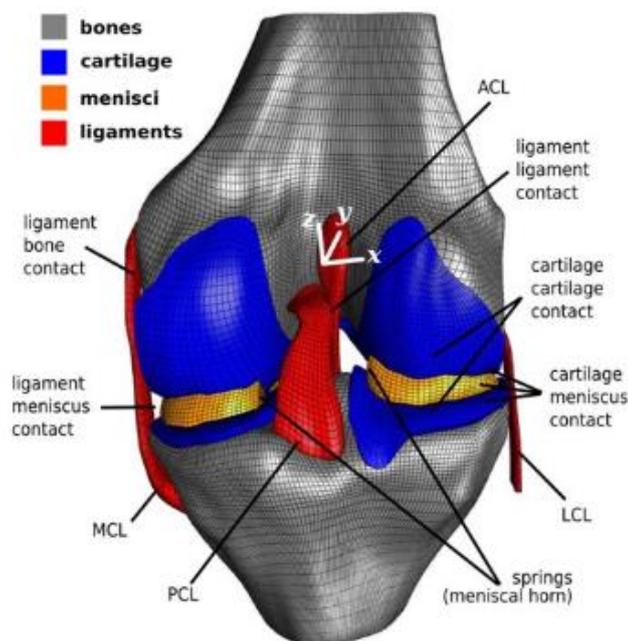


Figura 5: Modelo computacional de la articulación de la rodilla. Fuente: (Ahmet Erdemir, 2015).

La geometría obtenida contiene las partes de la rodilla por separado, sin uniones ni iteraciones entre ellas, por ello es necesario realizar el ensamblaje y otorgarles propiedades a cada una de las partes que componen la articulación.

También es importante mencionar que el modelo utilizado de Open Knee tiene algunas limitaciones ya que no incluye la rótula, el cartílago articular de la rótula, ni el peroné, entre otros. Como se puede observar en la Figura 5.

## 4 RODILLA

La rodilla es probablemente la articulación más estudiada debido a que se trata de la estructura articular más grande y compleja del cuerpo humano, con un amplio rango de movilidad y que debe transmitir grandes cargas.

Estas articulaciones tienen importantes funciones en lo referente a la marcha, carrera y amortiguación de los golpes y el peso de casi todo el cuerpo. Cuando el cuerpo está en bipedestación, la rodilla se encarga de estabilizarlo, motivo por el cual esta articulación se encuentra muy reforzada por ligamentos y músculos.

Que tantas actividades recaigan en las rodillas las hacen propensas a sufrir múltiples lesiones, por lo que conocer correctamente la anatomía, biomecánica y comportamiento de esta articulación es esencial para tratar y prevenir los diferentes daños en la misma.

### 4.1 Descripción anatómica

La rodilla está formada por la unión de tres huesos, el fémur, la tibia y la rótula. Se pueden diferenciar dos puntos de contacto, uno entre el extremo distal o inferior del fémur, donde se encuentran los cóndilos femorales, y el extremo proximal o superior de la tibia, conocida como meseta o platillo tibial. Y otro entre el fémur y la rótula, en este caso la rótula se desliza por medio de los cóndilos femorales en lo que se denomina escotadura intercondílea. A la tibia, a su vez, se le une otro hueso, el peroné, pero no entra directamente en la articulación de la rodilla. (Figura 6)

Estos tres huesos, que unidos mediante ligamentos conforman la articulación, poseen además una capa de protección de cartílago, para favorecer la suavidad del movimiento, y dos meniscos, que reducen la fricción.

Los componentes de la rodilla se pueden clasificar de varias formas, una de ellas es hacer una diferenciación entre tres tipos de estructuras, la estructura ósea, compuesta por los tres huesos que conforman esta articulación, la estructura ligamentosa, formada por los ligamentos, y la muscular, donde se incluyen los músculos y tendones. Otra forma de distribución es hacer una separación entre tejidos blandos, en los que se encuentran los ligamentos, tendones, meniscos, músculos y los cartílagos articulares, y en contraposición, los tejidos duros que incluyen la estructura ósea.



Figura 6: Anatomía de la rodilla humana. Fuente: (UChicagoMedicine, 2015).

A continuación, se detallan las principales partes que forman la articulación de la rodilla, haciendo especial hincapié en los elementos que componen el modelo sobre el que se va a realizar el análisis.

#### 4.1.1 Estructura ósea o tejidos duros de la rodilla

Dentro de la estructura ósea o tejidos duros se encuentran:

##### 4.1.1.1 Rótula

La rótula es una estructura ósea de apariencia redonda con una prolongación por su vértice inferior. En ella se pueden diferenciar dos caras, Figura 7, la cara anterior y la posterior. La cara anterior, zona externa, posee forma convexa y se haya perforada por numerosos agujeros vasculares, sirve de soporte para los tendones del cuádriceps a través de la zona superior, de tal forma que intervine en el movimiento de flexión, y a través de su zona inferior se realiza la inserción del tendón rotuliano.

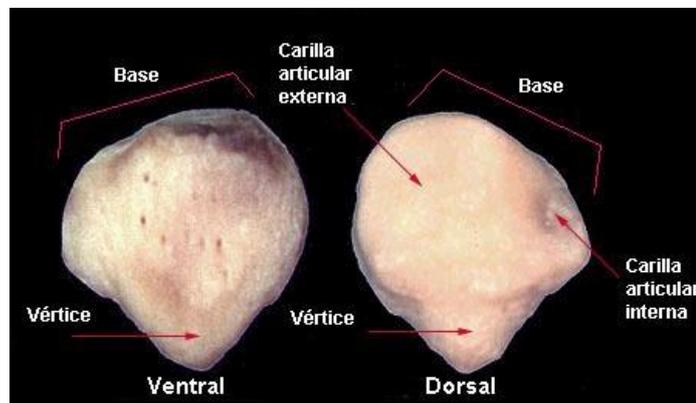


Figura 7: Rótula de la articulación de la rodilla. Fuente: (Patela o Rotula).

La cara posterior es la que se encuentra orientada hacia el interior de la articulación a través de la cual se produce el contacto con los cóndilos femorales, posee una cara lisa con un revestimiento de cartílago en la zona cóncava superior que facilita el contacto con la forma convexa de los cóndilos, Figura 8. La parte inferior de esta cara, por el contrario, es rugosa y se encuentra perforada.

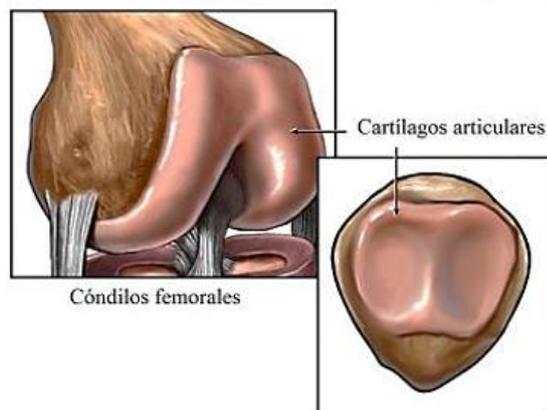


Figura 8: Ubicación de la rótula en la articulación de la rodilla. Fuente: (Dr Massimo Defilippo, 2012).

#### 4.1.1.2 Fémur

El fémur es la formación ósea más larga del cuerpo humano, se sitúa entre la pelvis y la tibia. Permite que la rodilla articule al conectar en su extremo inferior con la rótula y la tibia en la articulación de la rodilla.

El extremo inferior del fémur, también conocido como epífisis distal, se establece en dos masas laterales denominadas cóndilos, interno y externo. Entre ambos se sitúa la tróclea, superficie lisa para la articulación del fémur con la tibia en la rodilla. Los cóndilos se encuentran completamente separados por debajo y detrás de los mismos mediante la fosa o surco intercondíleo. En la Figura 9 se pueden observar las distintas partes del extremo inferior del fémur.

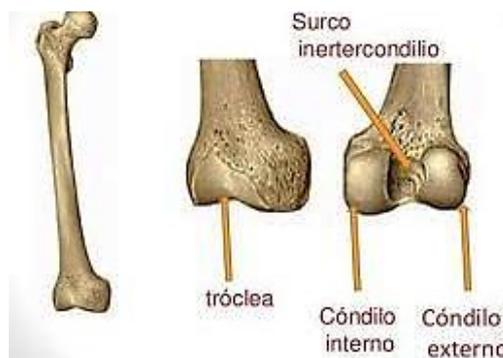


Figura 9: Partes del extremo inferior del fémur. Fuente: (Tu cuerpo humano, s.f.).

#### 4.1.1.3 Tibia

La tibia es el hueso más robusto de la pierna situado en la parte inferior de la rodilla junto con el peroné. Se encarga de soportar el peso corporal y transmitir las fuerzas de la rodilla al tobillo.

El extremo superior o proximal es ancho y tiene dos cavidades glenoideas, interna y externa, que se articulan con los cóndilos femorales. Posee una cara superior, denominada platillo tibial, de donde surge una elevación entre las cavidades glenoideas nombrada espina de la tibia o eminencia intercondílea, que encaja en la fosa intercondílea del fémur. Esta eminencia intercondílea de la tibia está dividida en dos tubérculos, el interno y el externo, Figura 10.

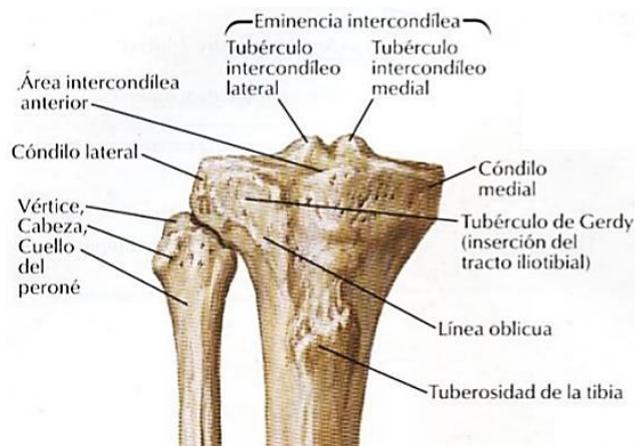


Figura 10: Extremo superior o proximal de la tibia. Fuente: (Articulación de la rodilla, 2014).

En este extremo superior o epífisis proximal de la tibia también se forma otra articulación con el peroné, prácticamente fija que solo realiza movimientos de deslizamiento.

### 4.1.2 Tejidos blandos de la rodilla

En relación a los tejidos blandos se diferencian principalmente:

#### 4.1.2.1 Meniscos

Los meniscos son estructuras cartilagosas semicirculares que se encuentran en el interior de las rodillas, entre los cóndilos femorales y el platillo tibial, Figura 11, proporcionando amortiguamiento en la transferencia de peso a través de los huesos de la articulación. De forma que contribuyen a la estabilidad mecánica del deslizamiento femorotibial.

En cada rodilla existen dos tipos designados como menisco interno o medio y menisco externo o lateral. Su cara superior es lisa y cóncava para obtener mayor contacto con el fémur, mientras que la cara inferior es plana. El menisco interior posee forma de media luna con más grosor en la parte posterior y el lateral tiene mayor porción en un círculo pequeño, ambos son más gruesos en la periferia y más delgados en el borde interior.

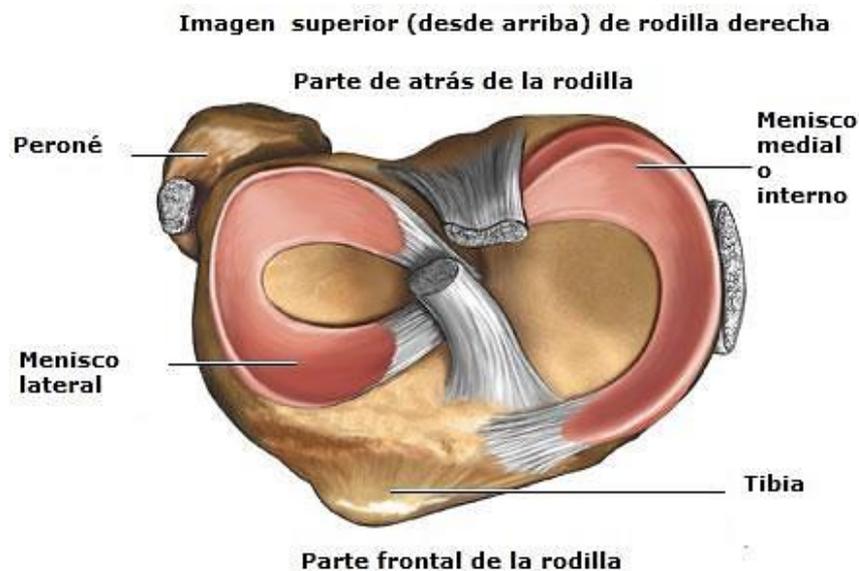


Figura 11: Ubicación de los meniscos en la articulación de la rodilla. Fuente: (Urbanfisisio, s.f.).

Con el propósito de mantenerse en su posición adecuada, los meniscos se encuentran adheridos a la periferia de los platillos tibiales.

La función de los meniscos es la de equilibrar las incongruencias o desigualdades entre la superficie de la articulación del fémur y de la tibia, aumentando de esta forma la estabilidad, y encargarse de una mejor distribución de la fuerza.

#### 4.1.2.2 Cartílagos

Los cartílagos proporcionan protección a los huesos al situarse como una capa protectora en las superficies donde hay deslizamientos, evitando así la fricción. En la articulación de la rodilla los principales cartílagos son los femorales, los tibiales laterales y los tibiales medios.

#### 4.1.2.3 Ligamentos

Como dice su definición un ligamento es un “Elemento de unión, de tejido muy homogéneo y de gran resistencia, que liga los huesos de las articulaciones”. (RAE, s.f.) Su función es la de proporcionar unión y estabilidad a las estructuras anatómicas. Conectan huesos adyacentes entre sí, teniendo un papel muy significativo en el sistema músculo esquelético.

Los ligamentos son los encargados de asegurar la estabilidad de la rodilla y evitar que se realicen movimientos excesivos, hay cuatro ligamentos principales en la rodilla, Figura 12, que se pueden clasificar en dos grupos:

- **Ligamentos Cruzados.**

Son ligamentos intraarticulares o intracapsulares ya que encuentran en el interior de la articulación, se encargan de controlar el movimiento atrás-delante de la articulación proporcionando estabilidad en la rodilla.

Existen dos ligamentos cruzados que se cruzan dentro de la rodilla formando un X, lo que hace que reciban ese nombre.

- *Ligamento Cruzado Anterior (LCA)*

Se origina en el área intercondílea anterior de la tibia y se inserta en la superficie medial del cóndilo lateral del fémur. Es el estabilizador principal en el desplazamiento anterior de la tibia, por lo que su función es la de prevenir un desplazamiento hacia delante de la tibia respecto del fémur.

Los movimientos rápidos y bruscos afectan en gran medida al funcionamiento de este ligamento, por ello las personas que realizan deportes de contacto son propensas a dañar esta zona. Las lesiones en este ligamento son las más frecuentes.

- *Ligamento Cruzado Posterior (LCP)*

Se origina en el área posterior intercondílea de la tibia, cruza al LCA y se inserta en la cara lateral del cóndilo femoral interno.

Al contrario que el LCA que evita que el desplazamiento anterior de la tibia respecto al fémur, el LCP se encarga de evitar el desplazamiento posterior de la tibia y el deslizamiento anterior del fémur cuando la rodilla se encuentra flexionada, proporcionando estabilidad en los movimiento de extensión y flexión.

Permite que la rodilla pueda rotarse externamente y es un estabilizador de esta articulación. Se opone a la rotación interna de la tibia sobre el fémur.

Es más fuerte y casi perpendicular al LCA. Las lesiones son menos frecuentes que las del LCA y raramente son aisladas.

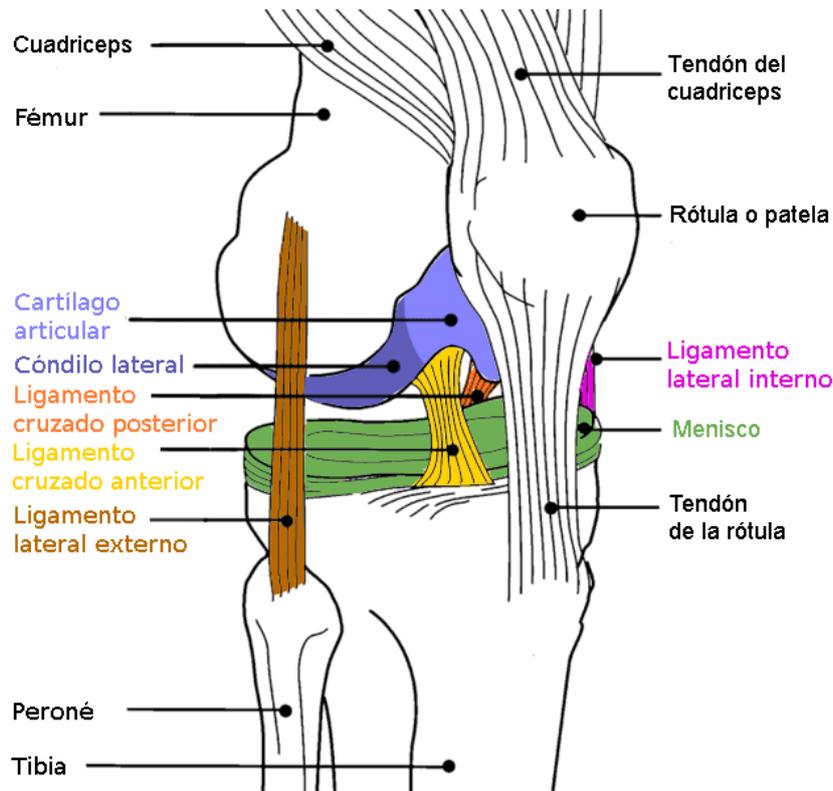


Figura 12: Ligamentos de la articulación de la rodilla. Fuente: (Basquetteur, 2008).

- **Ligamentos Laterales o Colaterales.**

Son ligamentos extrarticulares o estracapsulares ya que se sitúan por fuera de la cápsula articular. Previenen que la rodilla se mueva demasiado hacia los lados. Son los encargados de proporcionar estabilidad lateral en la extensión de rodilla además de reforzar la capsula articular. Hay 2 ligamentos colaterales que son:

- *Ligamento Lateral Externo o Colateral Lateral (LCL)*  
Se encuentra situado en el lateral exterior de la rodilla impidiendo que esta se desvíe lateralmente hacia dentro. Se origina en la cara cutánea del cóndilo femoral externo y se inserta en la zona anterior de la cabeza del peroné, uniendo el fémur con el peroné.
- *Ligamento Colateral Medio o Lateral Interno (LCM)*  
Se sitúa en el lateral interior de la articulación de forma que impide la desviación lateral hacia afuera. Se origina en la parte posterior de cara cutánea del cóndilo femoral interno y se inserta en la porción superior de la cara interna de la tibia, uniendo así el fémur con la tibia.

## 4.2 Descripción biomecánica de la rodilla

La articulación de la rodilla constituye uno de los elementos más complejos del cuerpo humano. Principalmente cuenta con un solo grado de libertad de movimiento, la flexoextensión, Figura 13, pero además de este, de manera accesoria, la rodilla posee un segundo sentido de libertad que solo tiene lugar cuando esta se encuentra flexionada, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna.

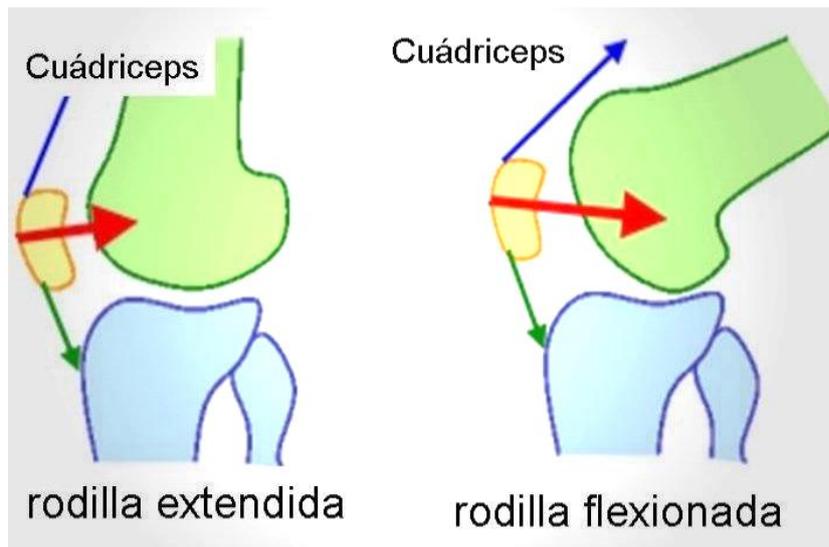


Figura 13: Flexión de rodilla. Fuente: (Articulación femoropatelar).

Desde el punto de vista mecánico, la rodilla realiza dos funciones que pueden parecer algo contradictorias ya que esta articulación por un lado debe tener mucha estabilidad cuando se encuentra en extensión completa, posición en la que soporta grandes presiones debidas al peso del cuerpo, y a la vez debe poseer gran movilidad cuando se encuentra flexionada para suministrarle al pie una buena orientación durante la marcha. Esta gran movilidad, a partir de cierto ángulo de flexión, es muy necesaria en la carrera y para orientar correctamente el pie respecto a las irregularidades que posea el terreno.

En relación a los movimientos, es importante destacar que el espesor y volumen de los ligamentos son directamente proporcionales a su resistencia y, a la vez, inversamente proporcionales a sus posibilidades de distensión.

En la flexoextensión, movimiento de flexión y extensión de rodilla, los cóndilos femorales ejecutan dos movimientos, uno de rodado, similar al de las ruedas de un vehículo sobre el suelo, y un movimiento, de mayor amplitud, de deslizamiento sobre las cavidades glenoideas tibiales. Los ligamentos y los huesos aportan estabilidad estática mientras los músculos que rodean la rodilla son los encargados de aportar estabilidad dinámica. Los meniscos, a su vez, mantienen la estabilidad cuando se produce un desplazamiento excesivo en cualquier dirección y la rótula es de gran importancia en la biomecánica de la articulación al alargar el brazo de palanca.

Los modelos de elementos finitos y su análisis proporcionan una herramienta de gran interés para el conocimiento de la biomecánica de la articulación de la rodilla y de sus componentes, permitiendo reducir costes y tiempo a la vez que proporciona información que de otra manera sería difícil de obtener mediante ensayos experimentales.

## 5 REALIZACIÓN DEL MODELO

Para la realización del modelo de elementos finitos, como ya se comentó previamente, se va a utilizar el software Abaqus y la geometría en 3D de los componentes de la articulación de la rodilla obtenida del proyecto Open Knee.

Una vez introducidas todas las partes de la articulación en Abaqus, se les asignan las propiedades y características a cada una de ellas. Para ello se define un material en Abaqus para cada componente, en el cual se caracteriza su comportamiento mediante una serie de parámetros. En el caso de los componentes con comportamiento elástico, todos menos los ligamentos, los parámetros son:

- Módulo de Young

El módulo de Young o módulo de elasticidad longitudinal (E) es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Es decir, indica la relación que existe entre los incrementos de tensión aplicados ( $d\sigma$ ) y los incrementos de deformación longitudinal unitaria ( $d\varepsilon$ ) producidos. Cuanto más rígido es un material mayor es su módulo de elasticidad.

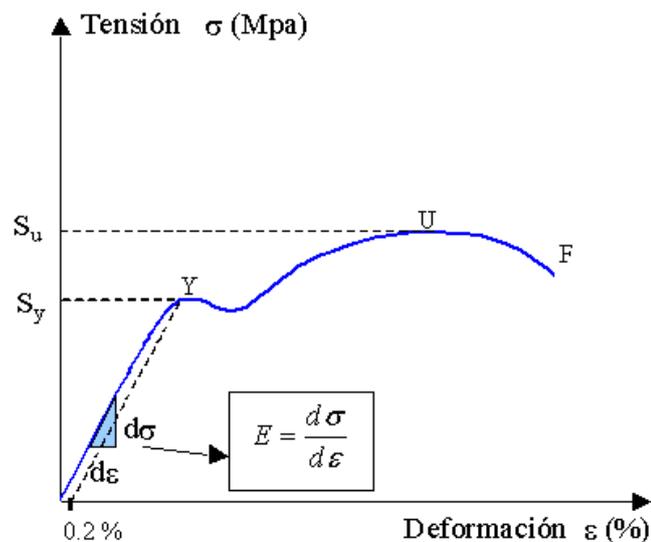


Figura 14: Gráfica tensión-deformación. Fuente: (Pérez González, Mecapedia, 2014).

Es equivalente a la tangente en cada punto de la zona elástica de la gráfica tensión-deformación obtenida en el ensayo de tracción, Figura 14.

Para un material elástico lineal e isótropo, el módulo de Young tiene el mismo valor para tracción que para compresión, siendo una constante independiente del esfuerzo siempre que no exceda de un valor máximo, el límite elástico, y es siempre mayor que cero. Tanto el módulo de Young como el límite elástico son distintos para los diversos materiales.

Sus dimensiones son masa / (longitud  $\cdot$  tiempo<sup>2</sup>). En el sistema internacional de unidades su unidad más generalizada es el Pascal (Pa) que es equivalente a  $\text{kg}/(\text{m} \cdot \text{s}^2)$ , aunque en muchos casos también se utiliza el kilopascal (kPa) o megapascal (MPa).

- Coeficiente de Poisson

El coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) es un parámetro característico de cada material que indica la relación entre las deformaciones longitudinales que sufridas por el material en sentido perpendicular a la fuerza aplicada y las deformaciones longitudinales en dirección de la fuerza aplicada sobre el mismo. Dicho de otro modo, es una constante elástica que proporciona una medida del estrechamiento de sección de un prisma de material elástico lineal e isótropo cuando se estira longitudinalmente y se adelgaza en las direcciones perpendiculares a la de estiramiento, Figura 15.

$$\nu = \left| \frac{\epsilon_y}{\epsilon_x} \right| = \left| \frac{\epsilon_z}{\epsilon_x} \right|$$

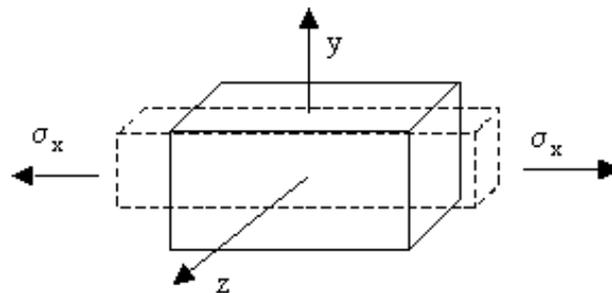


Figura 15: Coeficiente de Poisson. Fuente: (Pérez González, Mecapedia, 2018).

Los valores de este coeficiente están comprendidos entre 0 y 0.5, para gran cantidad de materiales su valor ronda el 0.3.

- Densidad

La densidad es una magnitud escalar referida a la cantidad de masa en un determinado volumen de una sustancia u objeto sólido. Es decir, es la relación entre la masa de un cuerpo y el volumen que ocupa en el espacio. Su unidad en el sistema internacional es  $\text{kg/m}^3$ .

En el caso de los ligamentos cuyo comportamiento es hiperelástico, los parámetros para caracterizar estos materiales son, por un lado la densidad, al igual que en los elásticos, y por otro las constantes que definen la ecuación de la energía de deformación.

Para obtener el valor de los coeficientes de la energía de deformación, Abaqus posee la opción de evaluar el comportamiento de los materiales hiperelásticos de forma automática y crear una serie de curvas que permiten determinar qué modelo de material es el más adecuado en cada caso y cuáles son sus coeficientes.

Para que este software determine las constantes y el modelo que más se ajusta, es necesario introducirle los valores obtenidos en una serie de pruebas y ensayos de laboratorio. Los test que se deben realizar son cuatro: uniaxial, biaxial, planar y volumétrico. Hay pruebas que son equivalentes por lo que solo se realiza una de ellas, esto sucede con la biaxial en compresión y la uniaxial en tensión, la compresión uniaxial y la biaxial en tensión, y, también, con la compresión planar y la tensión planar. En el caso del análisis volumétrico, no es necesario realizarlo si el material es incomprensible o muy cercano a cero.

Una vez obtenidos los datos de las pruebas físicas de laboratorio, estos se introducen en Abaqus en la opción de “test data” y el software realiza la evaluación y obtiene los coeficientes de las pruebas físicas para los modelos teóricos. Para seleccionar el modelo más adecuado se comprueba que sea estable, descartando los modelos inestables, y se selecciona el que se considere más adecuado en caso de haber varias opciones.

Esto es muy útil en el caso de materiales hiperelásticos que se puedan adquirir fácilmente y cuando se disponen de los medios y laboratorios necesarios. Por este motivo, en el caso de los ligamentos no es posible realizar estas pruebas físicas, los coeficientes de los modelos teóricos se han obtenido a través de bibliografía. (Zahra Trad, Abdelwahed Barkaoui, Moez Chafra, & João Manuel R.S. Tavares, 2018)

Una vez creados los diferentes materiales es preciso crear una sección para cada uno de ellos y posteriormente asignarle a cada pieza su sección correspondiente. De esta forma quedan asignadas las características del material de cada uno de los componentes de la articulación. A continuación, se realiza el ensamblado del modelo, pero lo cual, se sitúa cada parte en su lugar adecuado en el espacio y se le aplican todas las ligaduras, restricciones e iteraciones que sean necesarias.

Con el modelo ya ensamblado, se crean dos “Steps” o pasos para definir los distintos estados de carga y variables asociadas a los mismos. Uno para aplicar las condiciones iniciales y el segundo de análisis dinámico en el que se aplican las cargas requeridas en cada caso o escenario que se van a realizar.

Se crean las condiciones de contorno necesarias en cada “Step” y se aplican las cargas. Antes de lanzar el modelo para su cálculo, es preciso efectuar el mallado de cada una de las partes de la rodilla, para lo cual se selecciona un tipo de elemento y un tamaño global aproximado de del mismo.

Este parámetro, el tamaño global de elemento, es el que define la malla de cada componente, representa el tamaño aproximado de cada uno de los elementos que constituyen la malla. Cuanto mayor sea el valor del mismo, menor será el número de elementos de la malla y por lo tanto menos precisos serán los resultados que se obtengan. Motivo por el cual el tamaño global aproximado de elemento (“Approximate Global Size”) es menor en las piezas en las que se procura obtener unos resultados de mayor exactitud, que son más relevantes para el estudio que se realiza o en que su deformación es mayor.

El último paso es crear un trabajo, “Job”, y lanzarlo para su análisis. Una vez terminado se analizan los resultados obtenidos y se obtienen conclusiones.

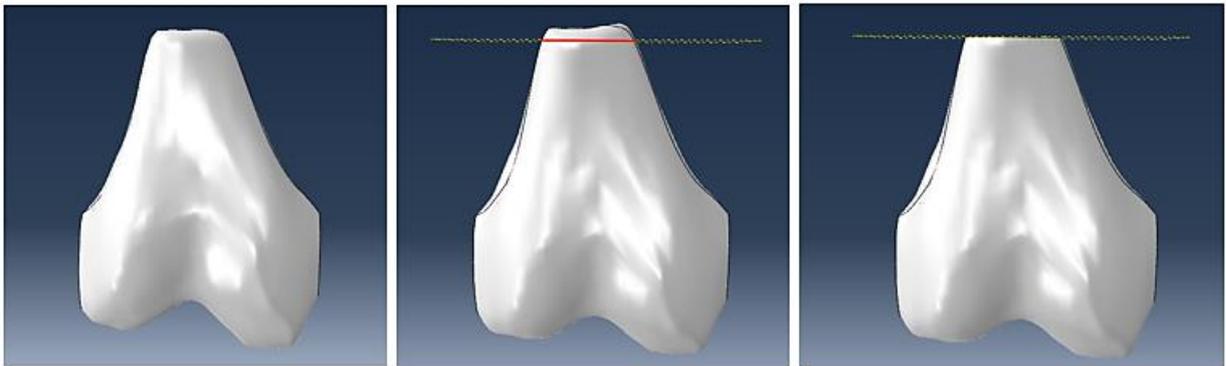
## **5.1 Elementos que componen el modelo**

En este apartado se realiza una descripción en mayor detalle de las propiedades y mallado que se ha utilizado en cada una de las partes del modelo.

### **5.1.1 Fémur**

El hueso del fémur se representa en el modelo mediante su extremo inferior, el cual interviene en la articulación de la rodilla, como se explicó en apartados anteriores.

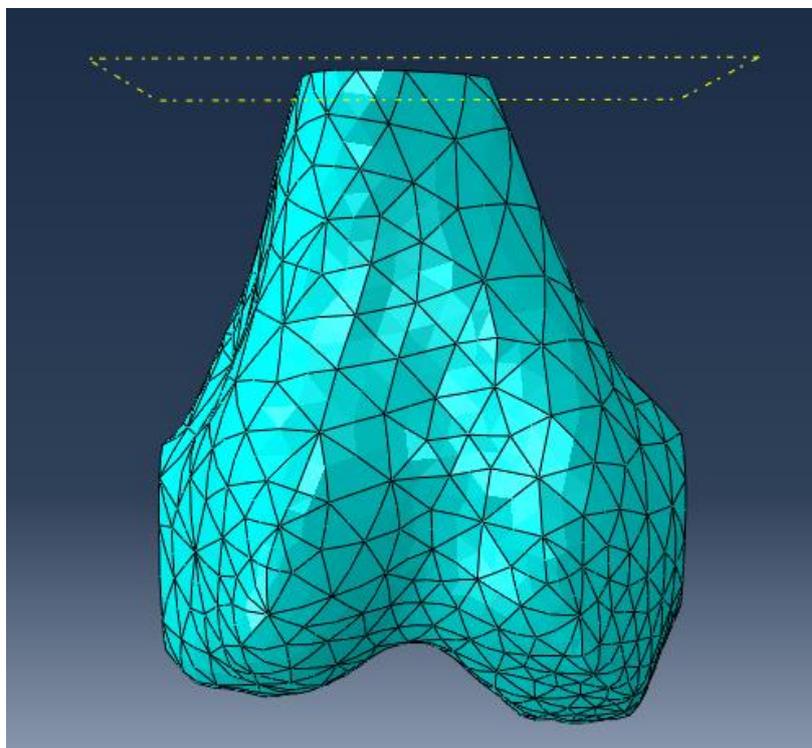
Para poder aplicar las fuerzas o desplazamientos que simularán el peso del cuerpo que actúa sobre la rodilla y las condiciones de contorno, se crea un plano en el tronco del hueso, ya que la parte superior del fémur obtenido del proyecto Open Knee no presenta una superficie plana. Tras crear el plano se corta el tronco femoral y se elimina la parte sobrante, como se puede ver en la Figura16.



*Figura 16: Representación del extremo inferior del fémur y creación del plano tronco femoral.  
Fuente: elaboración propia.*

El material utilizado para los huesos, tanto en el caso del fémur como de la tibia, es un material del tipo sólido y homogéneo con comportamiento elástico con módulo de Young de 17000 MPa y un valor de 0.3 para el coeficiente de Poisson.

En relación al mallado de esta parte, se ha utilizado una malla tetraédrica, C3D10M, con un tamaño global aproximado de elemento de 20 milímetros, Figura 17. El tamaño de elemento es elevado ya que se trata de un componente de la articulación de gran tamaño y rigidez, valor del módulo de Young elevado.



*Figura 17: Mallado del fémur. Fuente: elaboración propia.*

### 5.1.2 Cartílago femoral

El cartílago femoral, Figura 18, se encuentra situado en el extremo inferior del hueso del fémur, cubriendo los cóndilos femorales y proporcionándoles protección frente a la fricción. Se representa en el modelo como una capa delgada, de poco espesor, de material sólido y homogéneo con comportamiento elástico isotrópico, mismo comportamiento en todas las direcciones, con un valor de 12 MPa para el módulo de Young y de 0.45 para el coeficiente de Poisson.

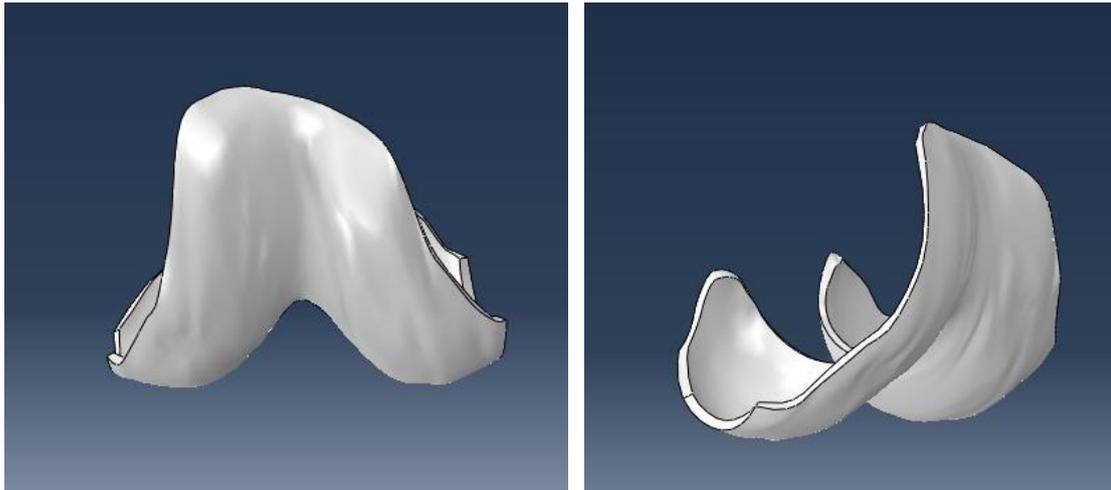


Figura 18: Dos vistas de la representación del cartílago femoral en el modelo. Fuente: elaboración propia.

El cartílago debe permanecer unido al fémur y desplazarse o deformarse al igual que él, para simular este comportamiento se aplica entre ambos una restricción del tipo “tie” o ligadura. En relación a la malla, al contrario que sucede en el fémur, esta es una parte de poco espesor y rigidez, por lo que el tamaño del mallado no puede ser muy grande, se opta por un tamaño global aproximado de elemento de 3 mm, Figura 19.

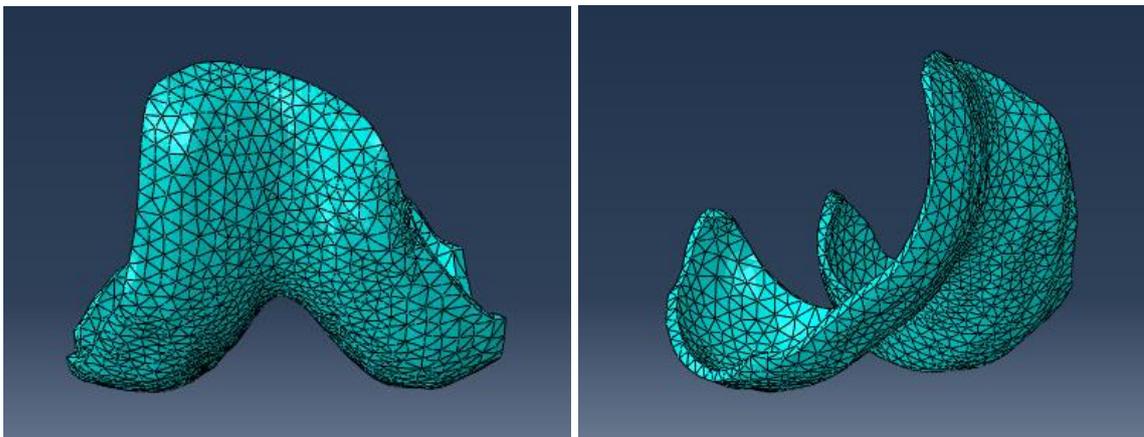


Figura 19: Malla del cartílago femoral. Fuente: elaboración propia.

### 5.1.3 Menisco lateral o externo y menisco medio o interno

El material utilizado para los meniscos es sólido y homogéneo con comportamiento elástico isotrópico con un módulo de Young de 12 mega pascales y un coeficiente de Poisson de 0.45.

Se sitúan entre los cóndilos femorales y el platillo tibial, su representación en el modelo desde una vista superior de la rodilla derecha es la que se muestra en la Figura 20.



Figura 20: Representación de los meniscos de la rodilla derecha, vista superior. Fuente: elaboración propia.

El mallado de los meniscos es, al igual que en las otras partes, tetraédrico, aunque en este caso el tamaño global aproximado de los elementos es mucho menor al tratarse de componentes de menor tamaño y con un gran interés en obtener los resultados más precisos posibles, el análisis de las tensiones en los meniscos proporciona información de gran valor. Para el menisco lateral el tamaño de malla es de 1.3 mm y para el menisco medio es de 1.2 mm, Figura 21.

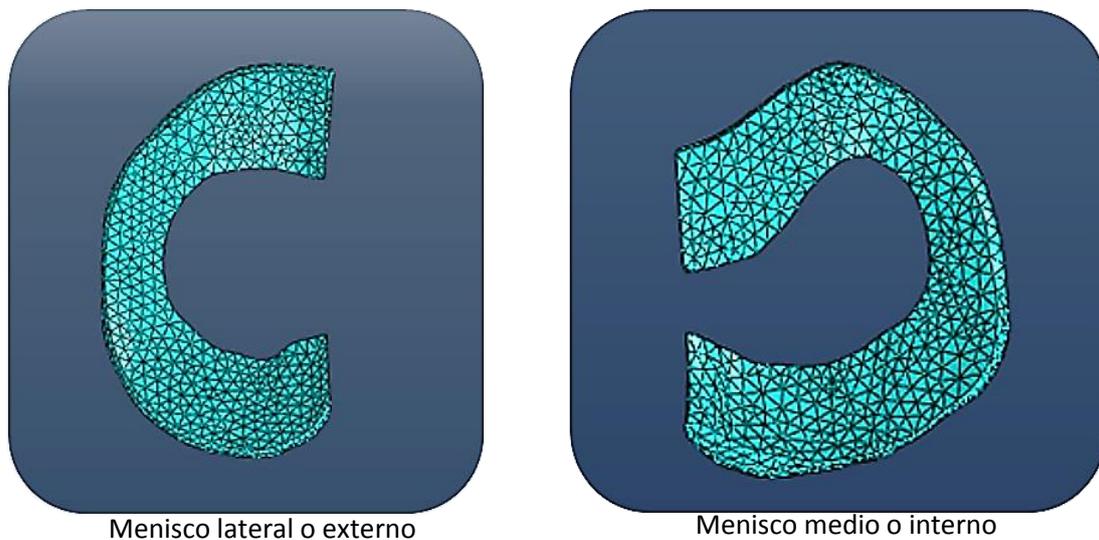


Figura 21: Mallado de los meniscos. Fuente: elaboración propia.

### 5.1.4 Tibia

El hueso de la tibia está representado por su extremo superior o proximal, el cual se encuentra formando parte de la articulación de la rodilla. Al igual que ocurría con el fémur, es necesario crear un plano, en este caso en la zona inferior, a partir del cual se realiza un corte que proporciona una superficie lisa en la cual se aplicarán las condiciones de contorno necesarias, Figura 22.

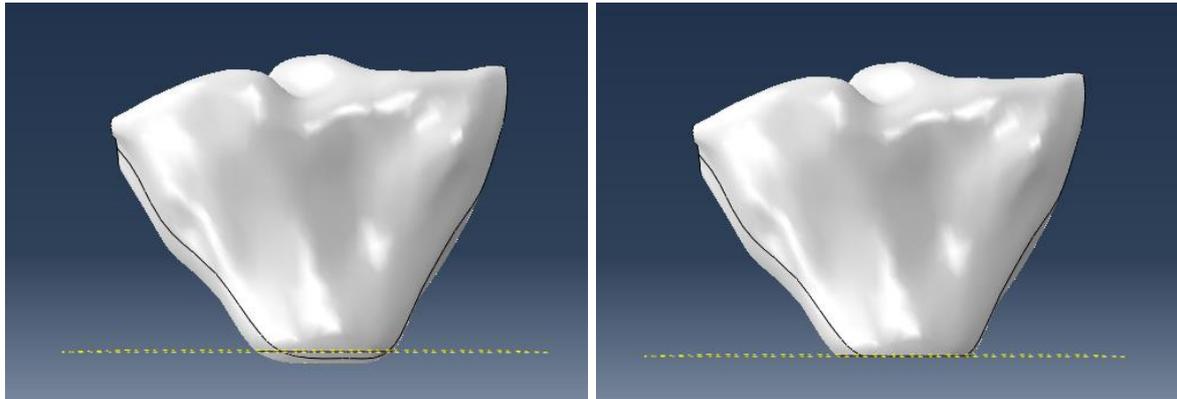


Figura 22: Representación de la tibia. Fuente: elaboración propia.

A este hueso, al igual que al hueso del fémur, se le aplica un material sólido y homogéneo con comportamiento elástico cuyo valor para el módulo de Young es de 17000 MPa y para el coeficiente de Poisson es de 0.3.

A su vez, el mallado de este componente es tetraédrico, C3D10M, con un tamaño global aproximado de elemento de 15 milímetros, Figura 23. Es un tamaño elevado ya que se trata de una parte de gran tamaño y rigidez, y los resultados de este elemento son menos relevantes en el análisis de la articulación al deformarse en menor medida por tratarse de un sólido rígido, de esta forma se reduce el tiempo de cálculo.

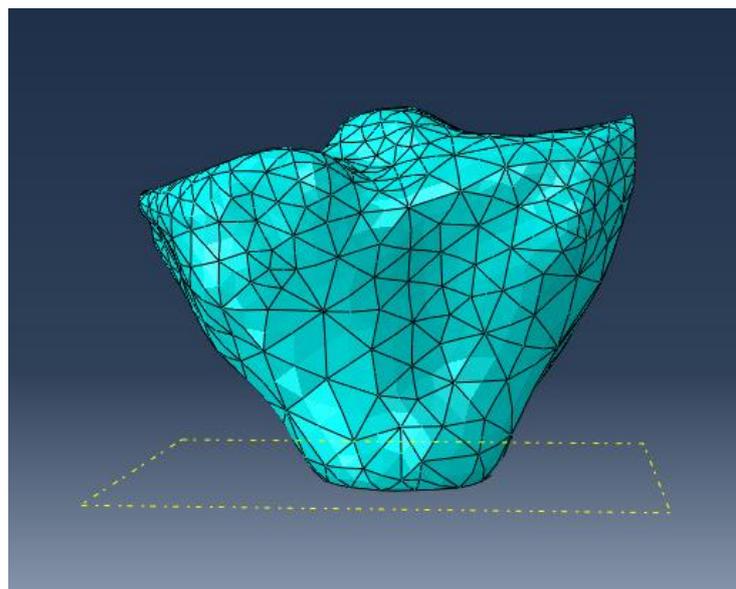


Figura 23: Mallado de la tibia. Fuente: elaboración propia.

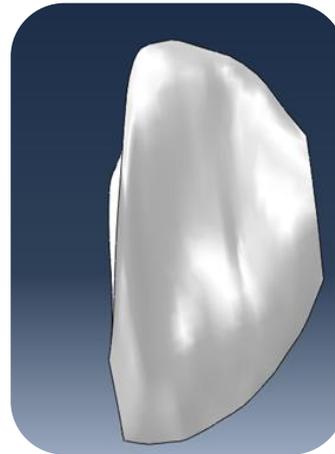
### 5.1.5 Cartílago tibial lateral o externo y cartílago tibial medio o interno

Los cartílagos tibiales se encuentran situados sobre el hueso de la tibia proporcionándole al mismo una capa de protección contra la fricción, Figura 24. Al igual que sucede con el cartílago femoral, los cartílagos tibiales se encuentran unidos a la tibia mediante ligaduras de forma que se desplazan solidariamente con el hueso.

El material aplicado a todos los cartílagos del modelo es el mismo, sólido y homogéneo con comportamiento elástico isotrópico cuyo módulo de Young tiene un valor de 12 MPa y el coeficiente de Poisson es de 0.45.



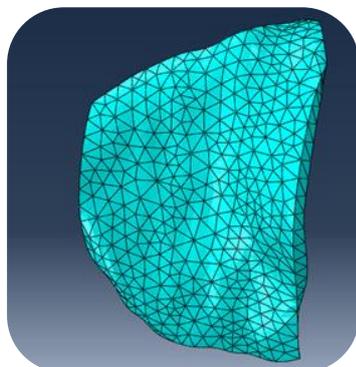
Cartílago tibial lateral o externo



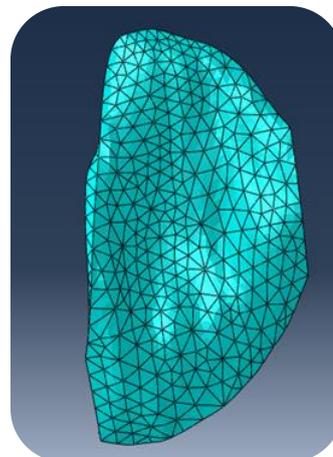
Cartílago tibial medio o interno

Figura 24: Representación de los cartílagos tibiales. Fuente: elaboración propia.

En la realización del mallado, se tratan por separado los dos cartílagos, de tal modo que el tamaño de elemento del cartílago tibial lateral es de 2 milímetros y el del cartílago tibial medio des de 2.4 milímetros, Figura 25.



Cartílago tibial lateral o externo



Cartílago tibial medio o interno

Figura 25: Mallado de los cartílagos tibiales. Fuente: elaboración propia.

### 5.1.6 Ligamentos

El modelado y análisis de los ligamentos, tanto los colaterales como los cruzados, es el principal objetivo de este trabajo. Al contrario que el resto de los componentes de la rodilla, que tienen un comportamiento elástico, los ligamentos tienen un comportamiento hiperelástico.

Como ya se expresó anteriormente, para obtener tanto las constantes como la función de energía de deformación que caracteriza el comportamiento de estos materiales, Abaqus tiene la opción de introducir los resultados de los diferentes test de laboratorio y obtener los resultados. En este caso, se trata de un tejido humano por lo que no es viable ni se disponen de los medios necesarios para la realización de los ensayos de laboratorio. Por este motivo, se realiza un proceso de indagación e investigación en el cual se comparan los estudios y trabajos realizados por varios autores y se decide seleccionar el método de Neo-Hooke para asignarles el comportamiento hiperelástico a los ligamentos, por ser de los más utilizados. (Zahra Trad, Abdelwahed Barkaoui, Moez Chafra, & João Manuel R.S. Tavares, 2018)

La fórmula de la energía de deformación (U) para el modelo de Neo-Hooke utilizada en Abaqus es:

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2$$

Donde  $I_1$  es la primera invariante de deformación,  $J^{el}$  es la relación de volumen elástico y  $C_{10}$  y  $D_1$  son parámetros del material.

Tabla 1: Parámetros de la energía de deformación Neo-Hookeana. Fuente: (Zahra Trad, Abdelwahed Barkaoui, Moez Chafra, & João Manuel R.S. Tavares, 2018).

Knee ligaments	$C_{10}$	$D_1$
ACL	1.95	0.00683
PCL	3.24	0.0042
LCL	1.45	0.00127
MCL	1.45	0.00127

Como se puede observar en la Tabla 1 los valores de  $D_1$  son muy bajos, esto indica que se trata de un material casi incompresible. Al introducir estos valores tan bajos en Abaqus al lanzar el cálculo puede dar algún error, motivo por el cual se ha introducido un valor de 0 para la constante  $D_1$  de forma que el propio software le asigna un valor bajo por defecto.

A continuación, se describirán más en detalle el mallado de cada uno de los diferentes ligamentos que intervienen en la articulación de la rodilla.

#### 5.1.6.1 Ligamento colateral lateral y ligamento colateral medio

Para ambos ligamentos colaterales se utiliza un material casi incompresible, hiperelástico e isotrópico definido mediante una función de energía de deformación Neo-Hookeana con un valor de la constante  $D_1$  muy bajo, al ser casi incompresible, y un valor de  $C_{01}$  de 1.45.

El ligamento colateral lateral se representa y se sitúa en el modelo de la forma que se muestra en las Figuras 26 y 27.

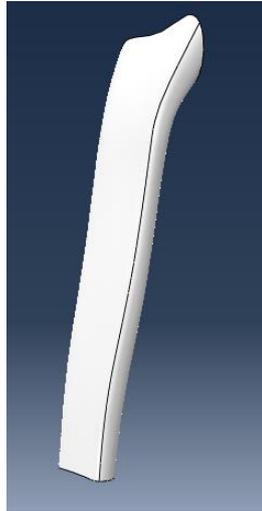


Figura 26: Representación del ligamento colateral lateral. Fuente: elaboración propia.

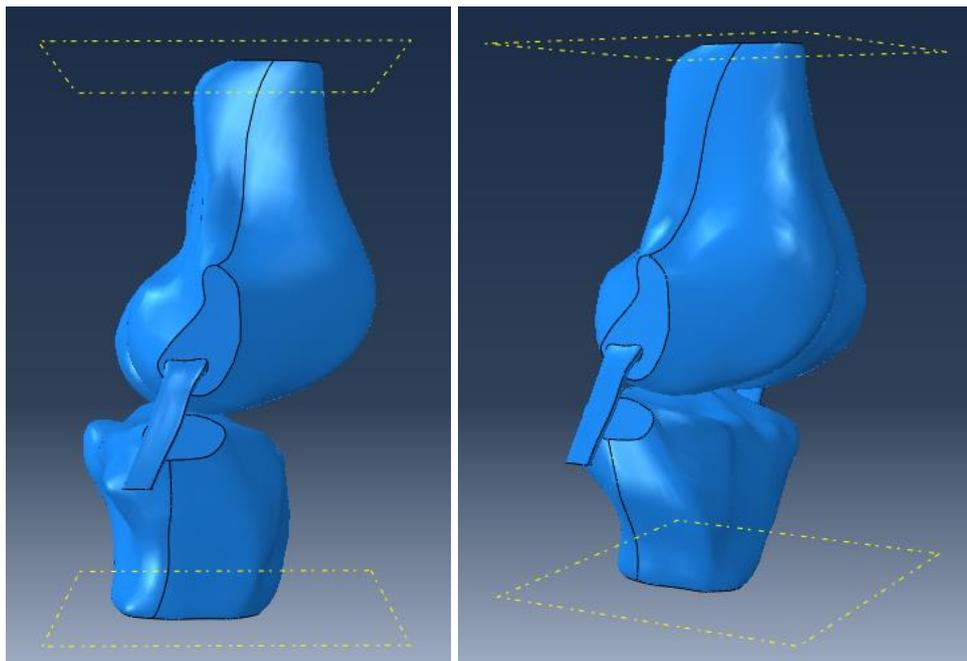


Figura 27: Ubicación en el modelo del ligamento colateral lateral. Fuente: elaboración propia.

Como se puede observar, al no estar representado en el modelo el peroné, en la parte inferior del ligamento colateral lateral, donde debería estar unido a este hueso, se le ha aplicado una restricción de tipo "Tie" para fijarlo y obtener un comportamiento más fiel al real.

En referencia al mallado de este ligamento, se utiliza una malla con elementos tetraédricos cuadráticos modificados de 10 nudos, C3D10M, con un tamaño global medio de los elementos de 8 milímetros, Figura 28.

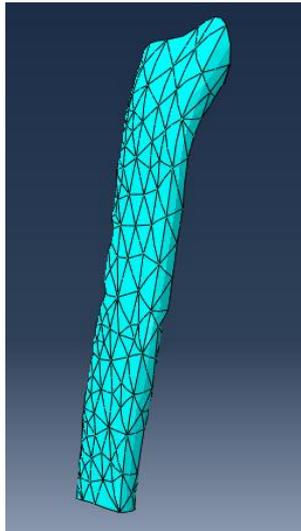


Figura 28: Mallado del ligamento colateral lateral. Fuente: elaboración propia.

En el caso del ligamento colateral medio su representación y situación en el modelo es la expuesta en la Figura 29.

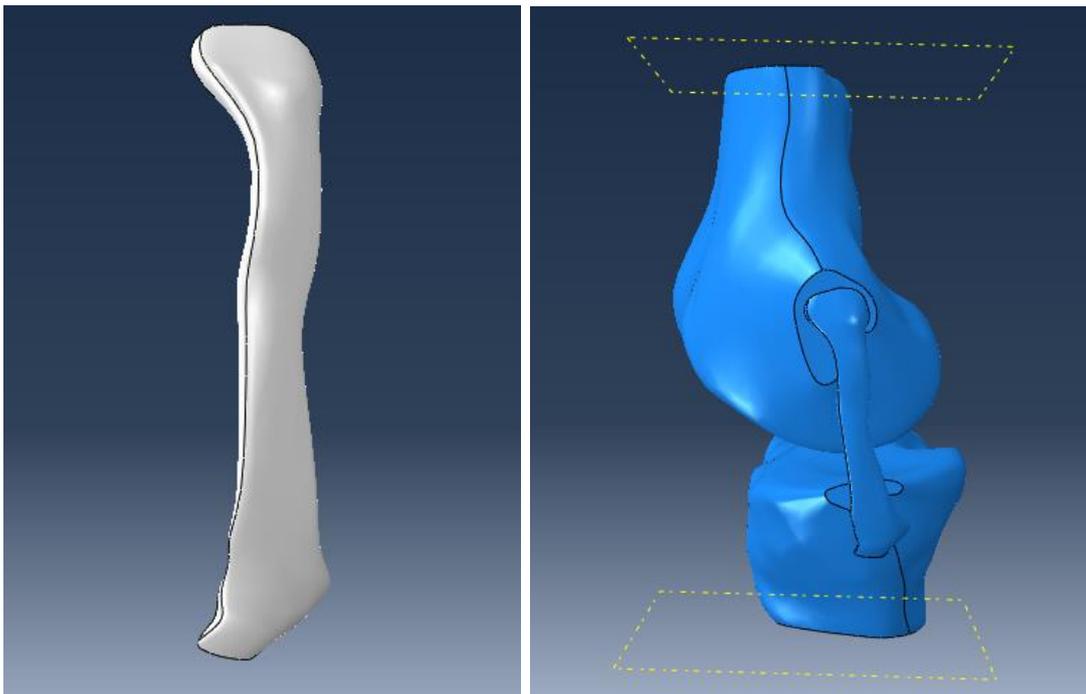


Figura 29: Representación y ubicación en el modelo del ligamento colateral medio. Fuente: elaboración propia.

La malla de este componente está compuesta por elementos tetraédricos, como en el caso anterior, con un tamaño global aproximado de elemento de 6 milímetros, Figura 30.

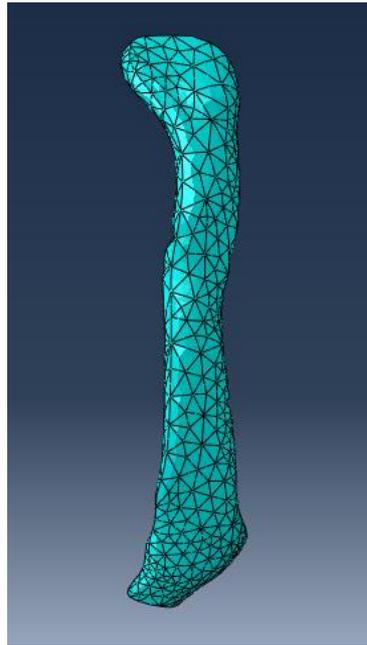


Figura 30: Mallado del ligamento colateral medio. Fuente: elaboración propia.

#### 5.1.6.2 Ligamento cruzado anterior y ligamento cruzado posterior

En el caso de los ligamentos cruzados, Figura 31, se utiliza, igualmente, un material casi incompresible, hiperelástico e isotrópico definido mediante una función de energía de deformación Neo-Hookeana con un valor de la constante  $D_1$  muy bajo, al ser casi incompresible, y un valor de  $C_{01}$  diferente en cada uno de ellos, en el ligamento cruzado anterior el valor es de 1.95 y en el cruzado posterior es de 3.24.

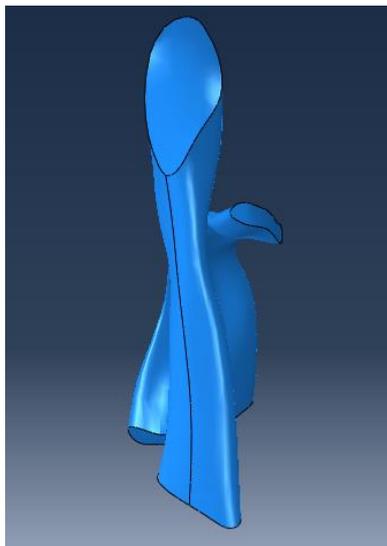
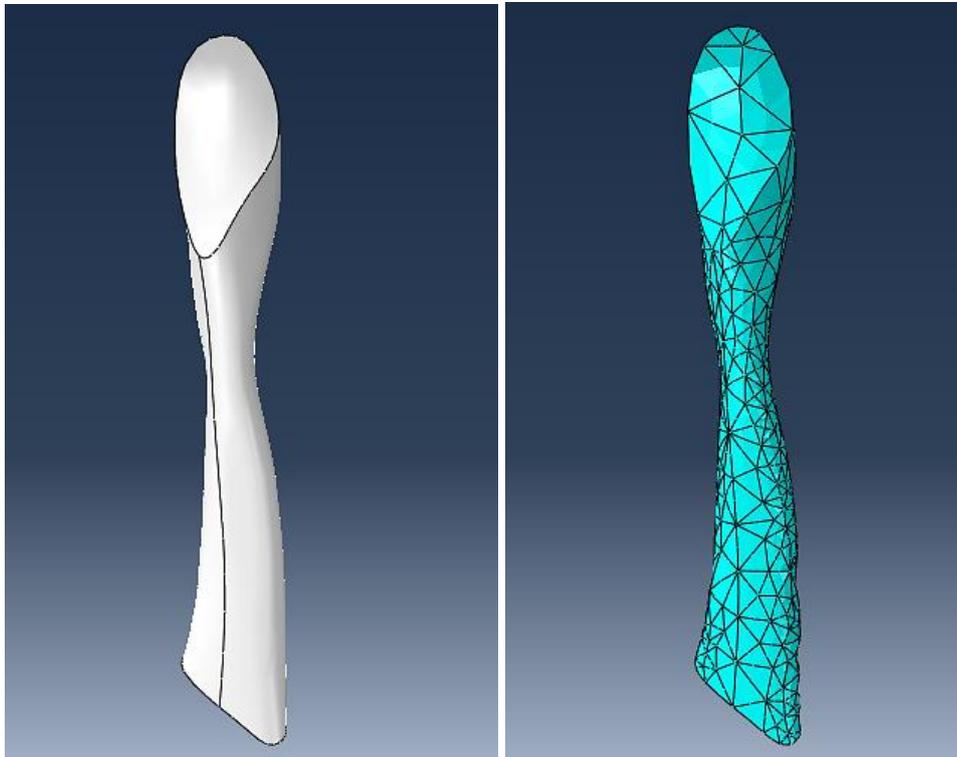


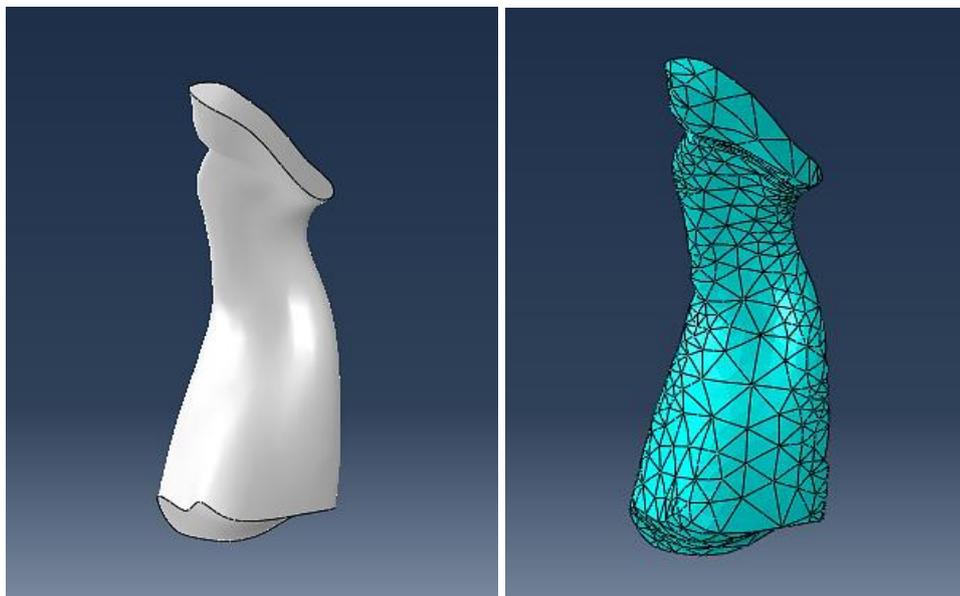
Figura 31: Representación en el modelo de ambos ligamentos cruzados. Fuente: elaboración propia.

En ambos ligamentos cruzados se realiza el mismo tipo mallado ya que tienen un tamaño similar, la malla se compone de elementos tetraédricos, C3D10M, con un el tamaño global de elemento de 5 milímetros.

A continuación, en las Figuras 32 y 33 se muestran ambas representaciones de los ligamentos en el modelo y su correspondiente malla desde una vista frontal de la articulación.



*Figura 32: Representación y mallado del ligamento cruzado anterior. Fuente: elaboración propia.*



*Figura 33: Representación y mallado del ligamento cruzado posterior. Fuente: elaboración propia.*

### 5.1.7 Resumen de las características de los componentes

En este apartado se muestra una tabla resumen con las características de los materiales utilizados para cada componente de la rodilla, Tabla 2, y otra tabla especificando el mallado de cada uno de los mismos, Tabla 3. La finalidad de este punto es la de hacer más visual y sencilla la consulta de las propiedades de cada una de las piezas de la articulación.

En las Figuras 34 y 35 se muestra el modelo de la articulación de la rodilla ensamblado y mallado.

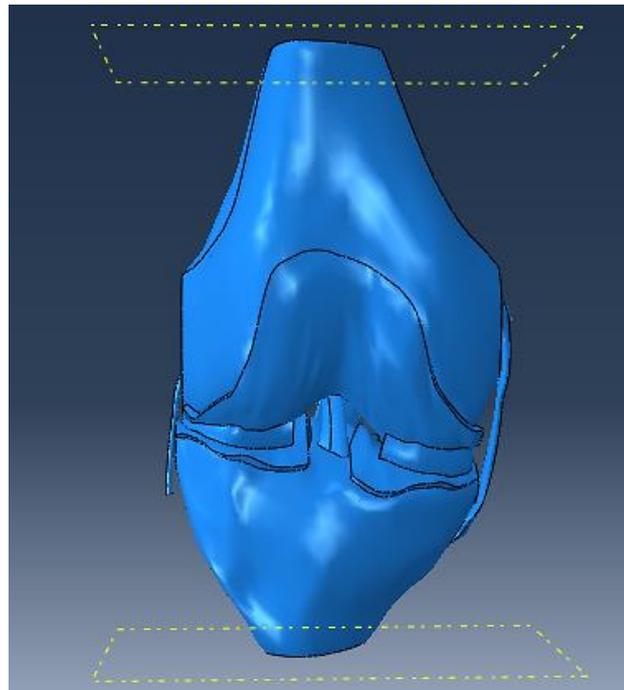


Figura 34: Modelo ensamblado. Fuente: elaboración propia.

Tabla 2: Materiales de cada uno de los componentes del modelo. Fuente: elaboración propia.

	Elástico		Hiperelástico	
	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	C10	D1
Fémur	17000	0,3	-	-
Cartílago femoral	12	0,45	-	-
Menisco externo	12	0,45	-	-
Menisco interno	12	0,45	-	-
Tibia	17000	0,3	-	-
Cartílago tibial externo	12	0,45	-	-
Cartílago tibial interno	12	0,45	-	-
Ligamento colateral lateral	-	-	1,45	0
Ligamento colateral medio	-	-	1,45	0
Ligamento cruzado anterior	-	-	1,95	0
Ligamento cruzado posterior	-	-	3,24	0

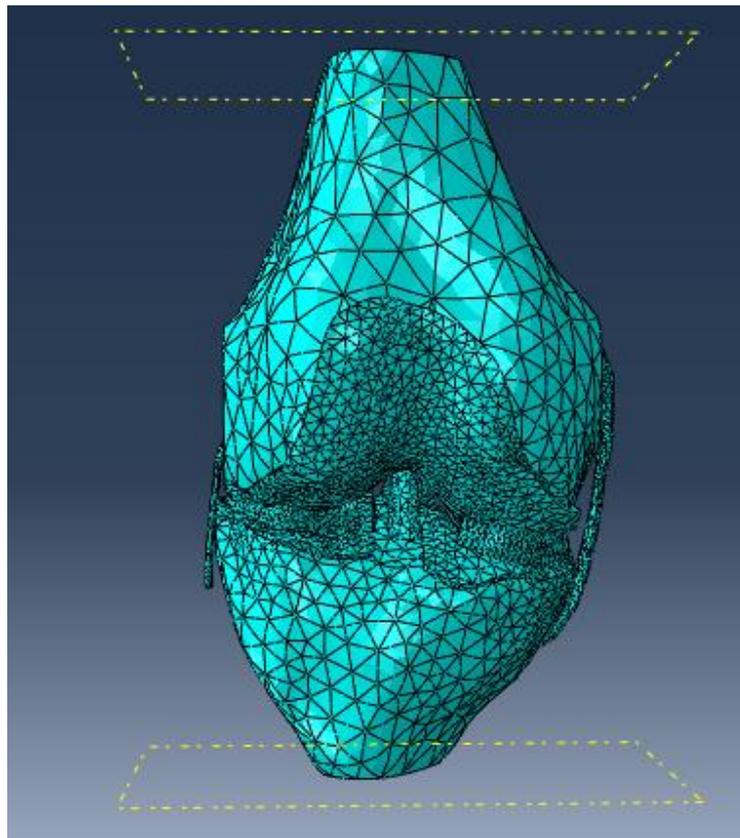


Figura 35: Mallado del modelo ensamblado. Fuente: elaboración propia.

Tabla 3: Mallado de los componentes del modelo. Fuente: elaboración propia.

	Tipo de elemento	Tamaño global aproximado de elemento (mm)	Número de elementos que componen la malla
Fémur	C3D10M	20	7462
Cartílago femoral	C3D10M	3	6671
Menisco externo	C3D10M	1,3	5305
Menisco interno	C3D10M	1,2	6255
Tibia	C3D10M	15	6508
Cartílago tibial externo	C3D10M	2	2629
Cartílago tibial interno	C3D10M	2,4	2058
Ligamento colateral lateral	C3D10M	8	505
Ligamento colateral medio	C3D10M	6	2143
Ligamento cruzado anterior	C3D10M	5	1291
Ligamento cruzado posterior	C3D10M	5	1719

El tipo de elemento C3D10M es un tetraedro cuadrático modificado de 10 nodos.

## 6 ESCENARIOS DE ESTUDIO

Una vez que ya se tiene el modelo de elementos finitos de la articulación de la rodilla, se aplican correspondientes cargas, desplazamientos o restricciones de movimiento para estudiar diferentes situaciones a las que normalmente está expuesta esta articulación. En primer lugar, se realizará un modelo para comprobar que el comportamiento es el adecuado y realizar la validación del mismo, además de servir para obtener conclusiones. Los siguientes escenarios de estudio se han modelado con la finalidad de comprobar cómo se comporta esta articulación en el movimiento de flexión y cuando se encuentra lesionada.

Como ya se ha mencionado en apartados anteriores la articulación de la rodilla es propensa a sufrir daños, dentro de las lesiones de ligamentos, los más comunes son en los ligamentos cruzados, más frecuentemente en el cruzado anterior. Se ha decidido estudiar los daños en los ligamentos debido a que son la parte de la articulación sobre la que se centra el presente trabajo y una parte muy importante de la misma.

En los siguientes apartados se explica en mayor detalle las cargas y restricciones aplicadas en cada uno de los escenarios modelados, así como, los resultados obtenidos en cada uno de los mismos.

### 6.1 Rodilla sana en estado de reposo

Este primer escenario realizado consiste en simular el comportamiento de la articulación, sin ninguna lesión, cuando se encuentra en estado de reposo, o lo que es lo mismo, con ambas piernas apoyadas en el suelo totalmente extendidas. En esta situación el peso de la persona se reparte equitativamente entre ambas piernas, y, por tanto, entre ambas rodillas. Se contempla un peso medio de la persona de 80 kilogramos, de forma que cada pierna soporta 40 kilogramos, equivalentes a 392 Newton.

Para aplicar esta carga existen dos opciones posibles, aplicarla como una presión uniforme en la superficie plana superior del fémur o bien aplicar en esta zona del hueso un desplazamiento en dirección “y” hacia abajo, en trayectoria a la tibia. Se opta por la segunda opción, debido a que si se aplica una carga cuando todavía no existe contacto, el análisis puede no llegar a converger correctamente. Por este motivo se recomienda aplicar un desplazamiento y controlar la fuerza de reacción a través de los resultados que se obtienen, “outputs”.

En este modelo se aplica un desplazamiento de 0.5 milímetros y una vez terminado el cálculo se extrae la fuerza ejercida sobre la tibia en cada instante temporal y el desplazamiento que sufre el fémur en cada momento de tiempo, de esta forma se puede relacionar la fuerza que genera cada paso de desplazamiento, así como el paso de tiempo o “Step” en el que se ejerce cada valor de carga.

Además de aplicar un desplazamiento en el fémur, se restringe el movimiento de la tibia aplicando restricciones en el plano creado en el tronco tibial. Se limita el movimiento de este componente en las tres direcciones con el fin de simular el estado de reposo de la persona en posición totalmente vertical y se evita así que la tibia se desplace al aplicar las cargas.

Para obtener los resultados se selecciona el “Step” en el cual la fuerza aplicada en la articulación corresponde al valor de 392 N que es el que nos interesa y se realizan los análisis y estudios necesarios en ese “Step”.

La variable que se utiliza para analizar la forma en que afecta la carga a la articulación es la tensión de Von Mises. La tensión de Von Mises es un escalar que se obtiene de la combinación de todas las tensiones en las diferentes direcciones del espacio, es proporcional a la energía de deformación.

Para la validación del modelo se realiza una comparación con datos obtenidos de la bibliografía consultada, los cuales se han adquirido en condiciones similares a las utilizadas en el presente trabajo.

Como bien es sabido no existen dos cuerpos iguales y, por lo tanto, tampoco dos rodillas iguales. Por este motivo, a la hora de validar el modelo se debe realizar una comparación del orden de magnitud y distribución de los resultados, no tratando de obtener valores exactos. Uno de los componentes más afectados en este caso de estudio son los meniscos, debido a su ubicación en el interior de la articulación, por ello se realizará la validación del modelo comprobando que las tensiones de Von Mises y la distribución de presiones de estos componentes se asemejan a las de la bibliografía consultada. (Bodduna, 2005) (Peña, Clavo, Martínez, Palanca, & Doblaré, 2005)

Una vez lanzado el modelo, los resultados de las tensiones de Von Mises obtenidas en los meniscos son las que se muestran en las Figuras 36 y 37.

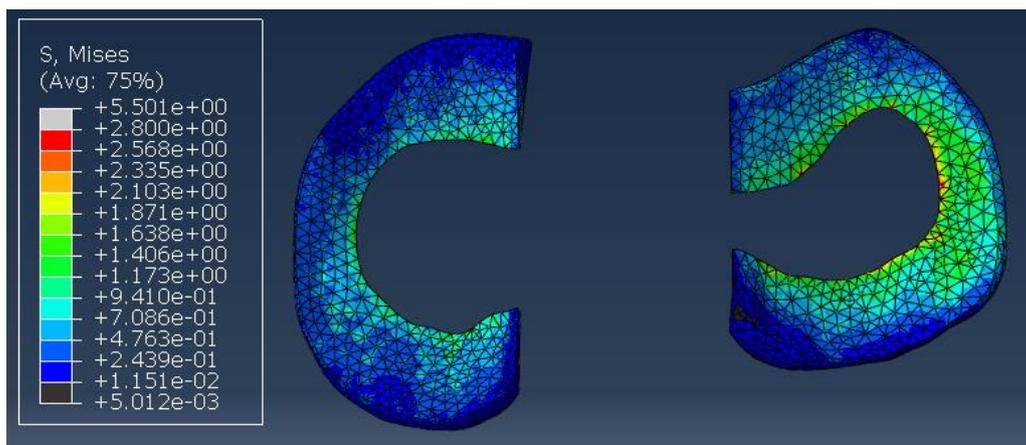


Figura 36: Tensión de Von Mises en los meniscos. Vista superior de la rodilla derecha. Fuente: elaboración Propia.

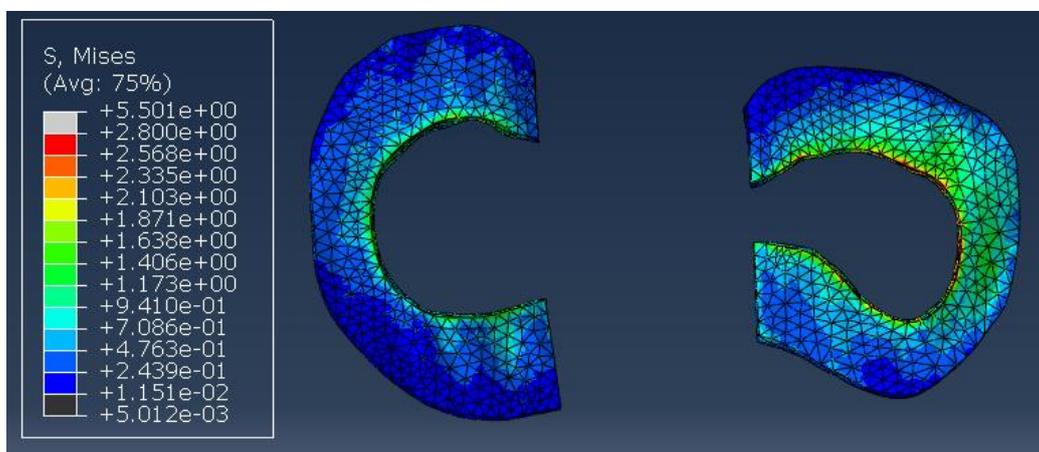


Figura 37: Tensión de Von Mises en los meniscos. Vista inferior. Fuente: elaboración Propia.

Observando los resultados mostrados en las anteriores figuras, se puede ver como la carga del peso del cuerpo afecta en mayor medida a la zona interior de los meniscos, al igual que acontece en la realidad. Esto es debido a la forma curva que poseen los meniscos, de forma que en el interior el espesor es menor que en los bordes exteriores.

El valor de la tensión máxima en ambos meniscos es entorno a un valor de 2 MPa, en el caso del menisco externo es un poco superior y en el menisco interno algo inferior. Estos valores pico no son representativos y no pueden utilizarse en la validación del modelo debido a que pueden estar influidos por el tipo de malla aplicado y el tamaño de los elementos de la misma. Por ello, para validar el modelo de forma más fiable, se lleva a cabo una comparación del patrón de distribución de tensiones y de los órdenes de magnitud.

Realizando esta confrontación de resultados con la bibliografía (Bodduna, 2005), donde los valores rondan también a los 2MPa y las tensiones más altas se concentran en la zona interior del menisco, se concluye que el modelo es válido al reflejar el comportamiento real de la articulación.

Se realiza, también, una comprobación del reparto de presiones en los meniscos. Los resultados que se obtienen son los que se muestran a continuación en las Figuras 38 y 39.

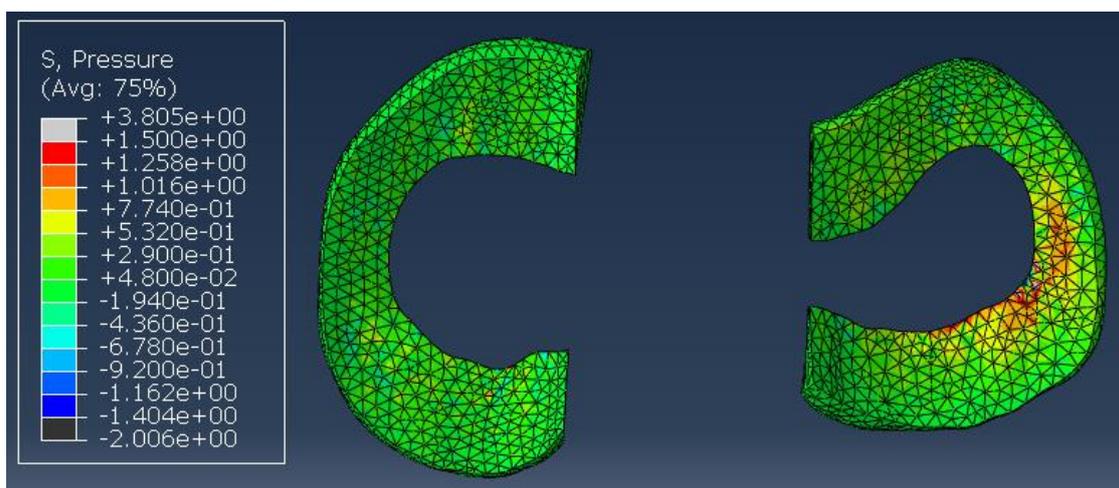


Figura 38: Distribución de presiones en los meniscos. Vista superior. Fuente: elaboración propia.

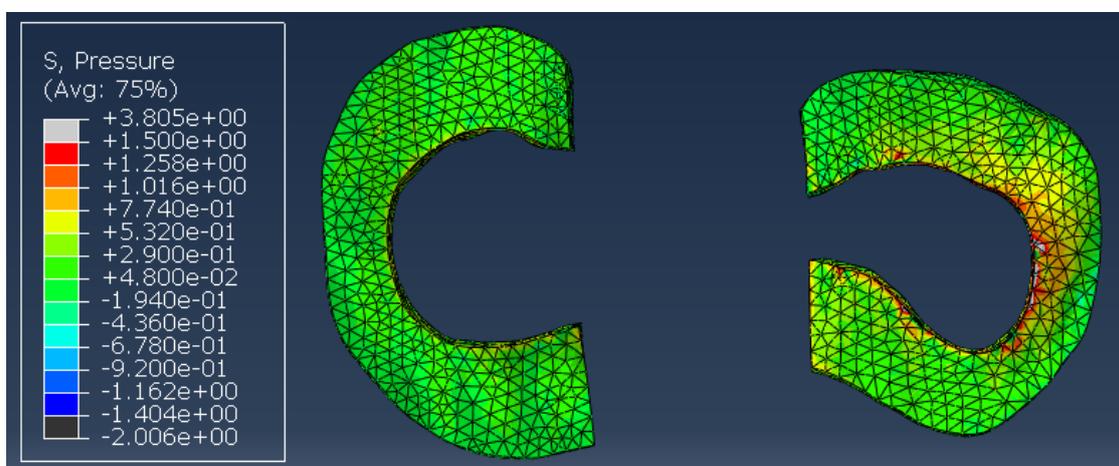


Figura 39: Distribución de presiones en los meniscos. Vista inferior. Fuente: elaboración propia.

La forma de los meniscos, con un ligero peralte hacia el interior, como ya se explicaba anteriormente, hace que el hueso del fémur ejerza mayor presión en la zona interior del menisco. En particular esto sucede en mayor medida el menisco externo, debido a la forma de los cóndilos femorales y del platillo tibial, y a la forma en la que se ajustan con los meniscos en la articulación de la rodilla.

Se realiza un análisis de estos valores con los de la literatura consultada (Peña, Clavo, Martínez, Palanca, & Doblaré, 2005), comprobándose que la distribución obtenida sigue un patrón muy similar. Lo que consolida la validación del modelo.

Una vez validado, se estudia también la distribución de tensiones de Von Mises que tienen los ligamentos en este primer caso de estudio, con el fin de permitir la realización un análisis del comportamiento de los ligamentos en los diferentes escenarios de estudio y obtener conclusiones.

En las Figuras 40, 41, 42 y 43 se muestran los valores adquiridos de la tensión de Von Mises para los cuatro ligamentos de nuestro modelo.

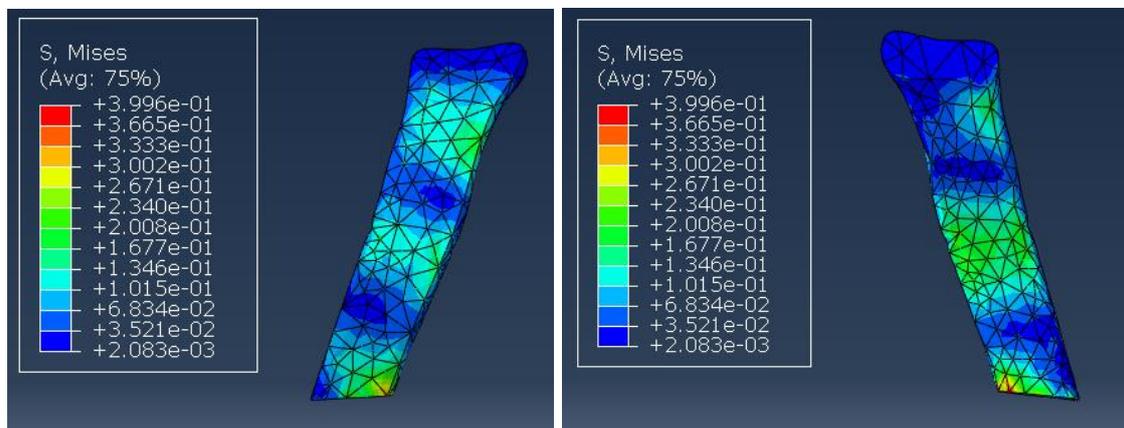


Figura 40: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

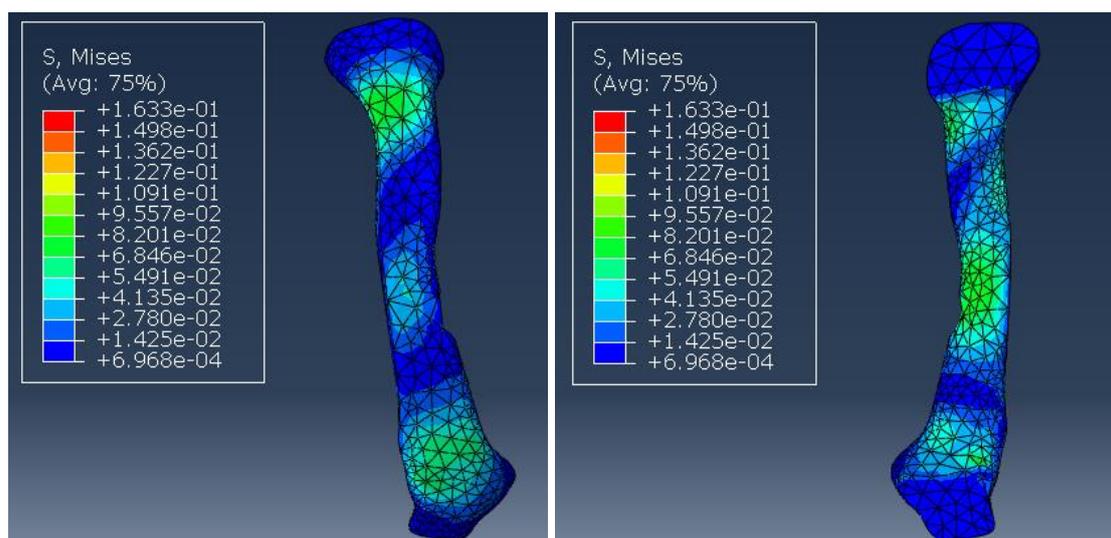


Figura 41: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

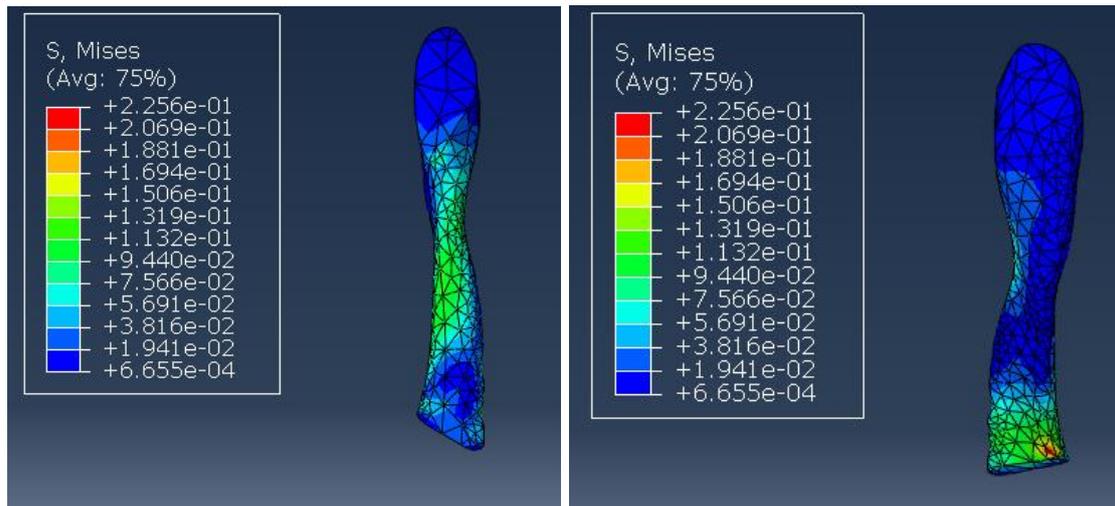


Figura 42: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado anterior. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.

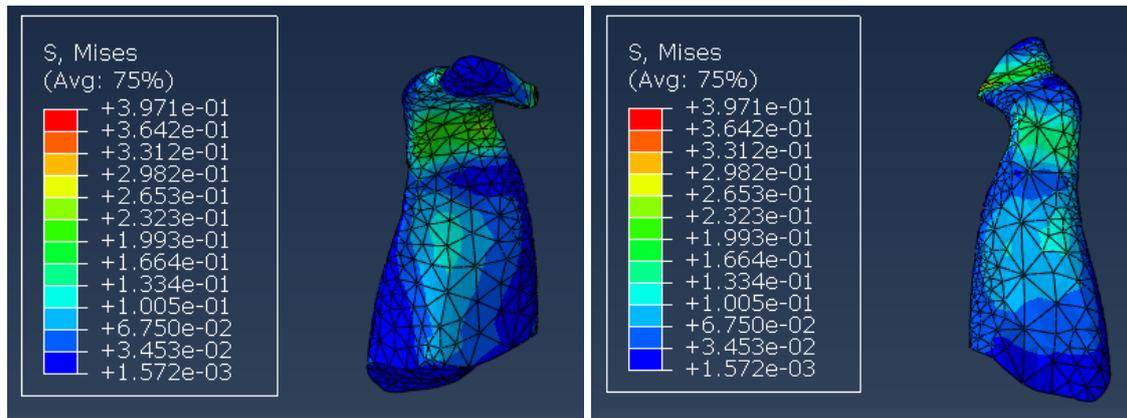


Figura 43: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado posterior. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.

También se ha obtenido la fuerza resultante de un corte realizado en cada uno de los ligamentos, se muestra en las Figuras 44, 45, 46 y 47.

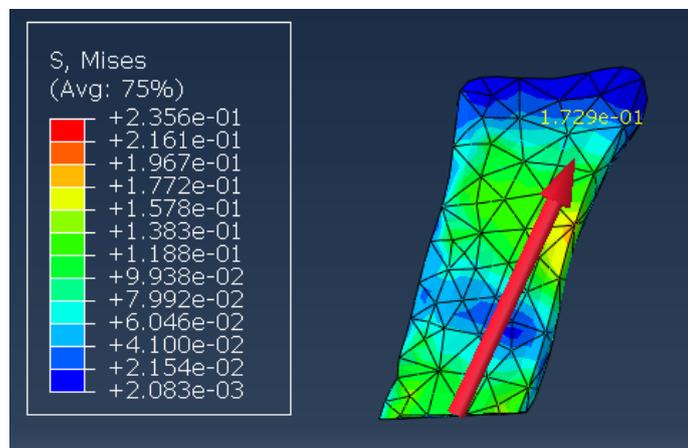


Figura 44: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

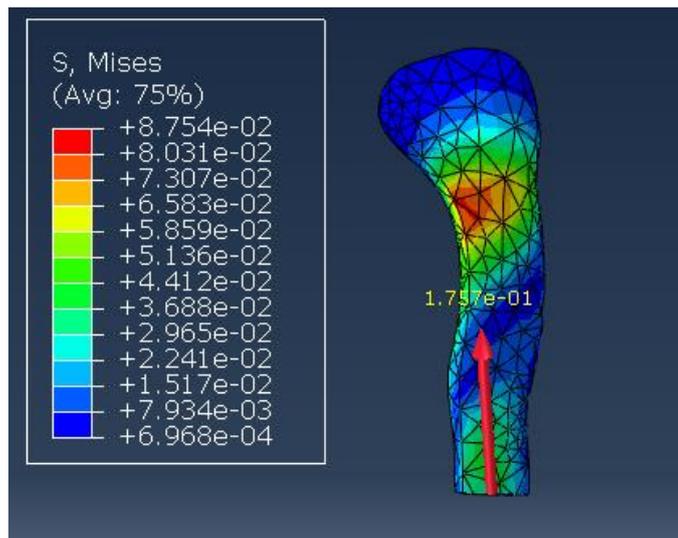


Figura 45: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio. Vista lateral interior.  
Fuente: elaboración propia.

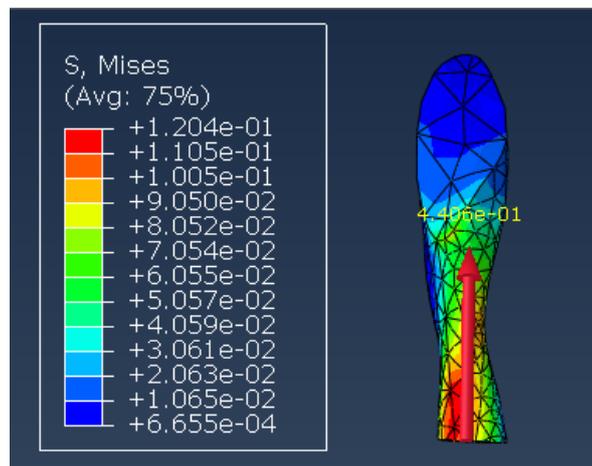


Figura 46: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado anterior. Vista frontal.  
Fuente: elaboración propia.

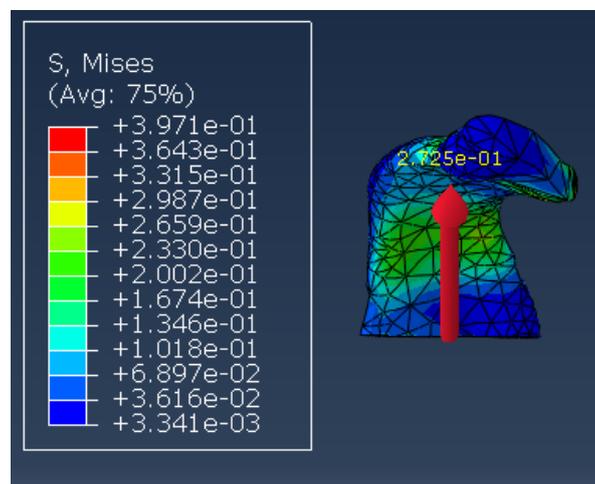


Figura 47: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado posterior. Vista frontal.  
Fuente: elaboración propia.

## 6.2 Rodilla sana en flexión

En este segundo caso de estudio, se va a representar la flexión de rodilla en la cual la tibia se mantiene fija y el fémur es el que rota.

Para la realización de este caso se restringe el movimiento de la tibia en las tres dimensiones, como en el caso anterior. En el hueso del fémur, a su vez, se le aplica una rotación y una carga, mediante una presión de 392 N, en este caso si se aplicase un desplazamiento podría interferir en la rotación. En la Figura 48 se puede observar la flexión de la rodilla.

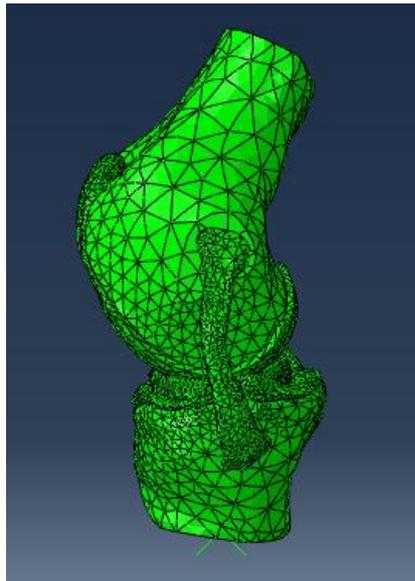


Figura 48: Modelo de rodilla sana flexionada. Fuente: elaboración propia.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos en un “Step” o paso de tiempo correspondiente a un ángulo de flexión de 27 grados, “Step time” de 0.3. Para permitir la realización de una mejor comparativa y análisis se seleccionan los mismos valores que se han mostrado en el apartado anterior, y que se mostrarán en los sucesivos casos.

Para mostrar los resultados de las tensiones de Von Mises obtenidas en los meniscos, se han editado los valores límites, máximo y mínimo, de forma que sean los mismos que en el apartado anterior, Figura 49 y 50.

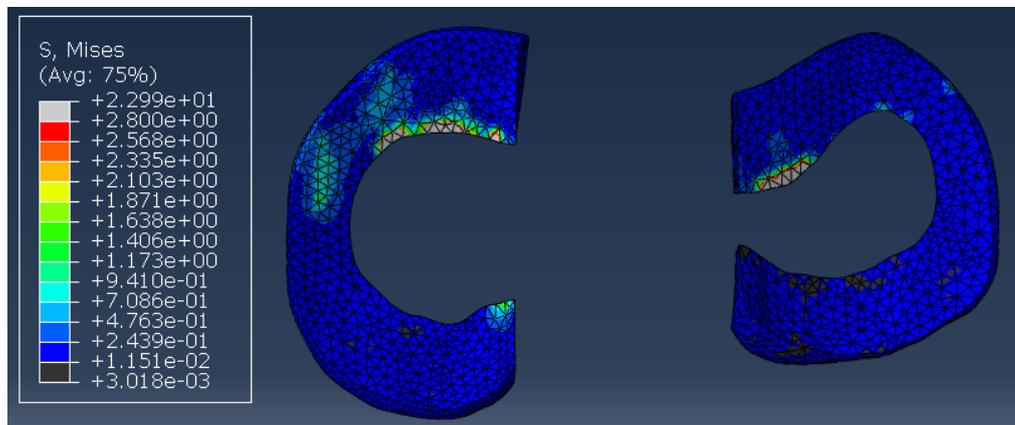


Figura 49: Tensión de Von Mises en los meniscos cuando la rodilla está flexionada. Vista superior de la rodilla derecha. Fuente: elaboración propia.

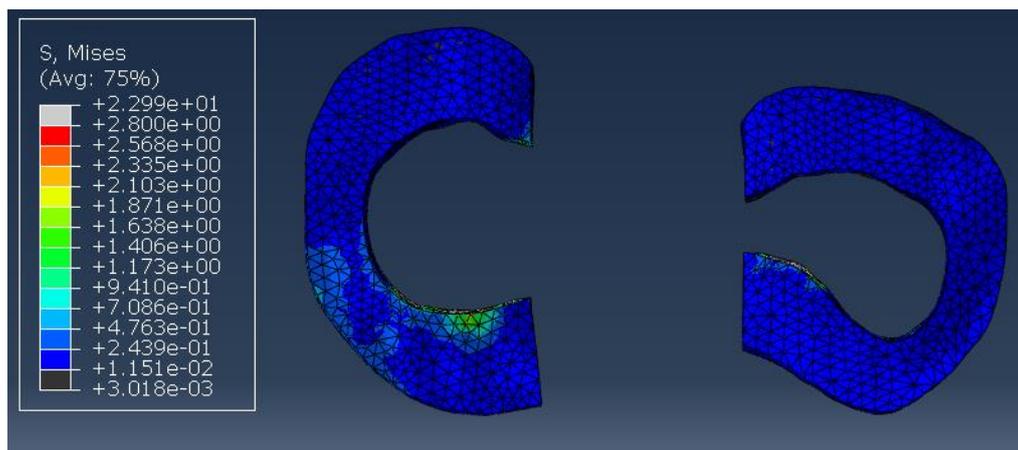


Figura 50: Tensión de Von Mises en los meniscos cuando la rodilla está flexionada. Vista inferior de la rodilla derecha. Fuente: elaboración propia.

Si se compara la distribución de tensiones de las figuras anteriores con la obtenida cuando la articulación se encuentra en una posición de reposo, de pie con ambas piernas totalmente estiradas, se puede ver que en el caso de flexión las máximas tensiones se encuentran, igualmente, en el borde interior de los meniscos, pero desplazadas hacia uno de los lados. Esto es debido a que al realizar el movimiento de flexión la zona más baja de los cóndilos femorales ya no se encuentra en el centro de los meniscos, sino que está algo desplazada hacia el frente, produciendo un cambio en la posición de la presión máxima.

De igual forma, para visualizar claramente la distribución de tensiones de Von Mises en los ligamentos, se han configurado, en los casos necesarios, unos valores límites en los que se aprecie bien la disposición de los colores en la imagen.

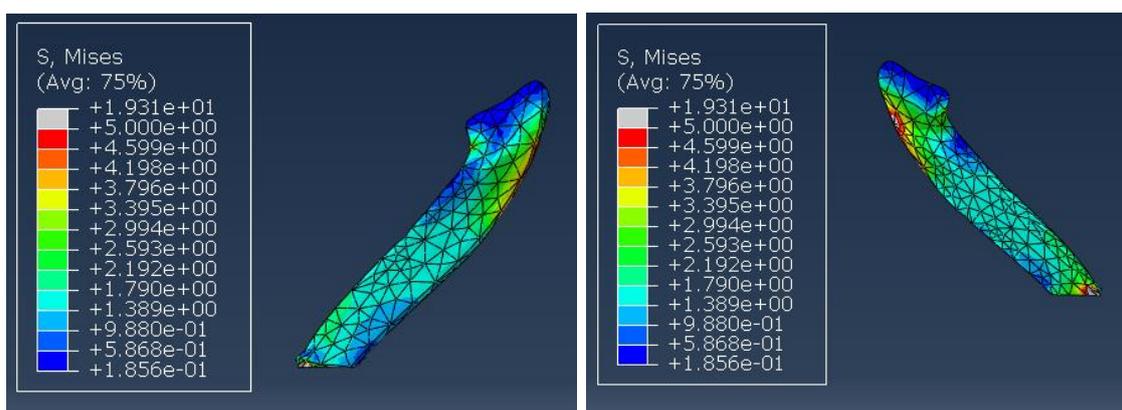


Figura 51: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

En comparación con los resultados obtenidos cuando la articulación se encuentra en reposo, se puede observar cómo en flexión, Figura 51, el ligamento se estira y las tensiones más altas se sitúan en el lateral superior al ser la zona con mayor tracción. Como es de esperar, los valores de la tensión de Von Mises son mucho mayores en la flexión de rodilla, pasando de tener valor máximo de en torno a 0.0191 a un valor de 1.931 N/mm<sup>2</sup> (MPa).

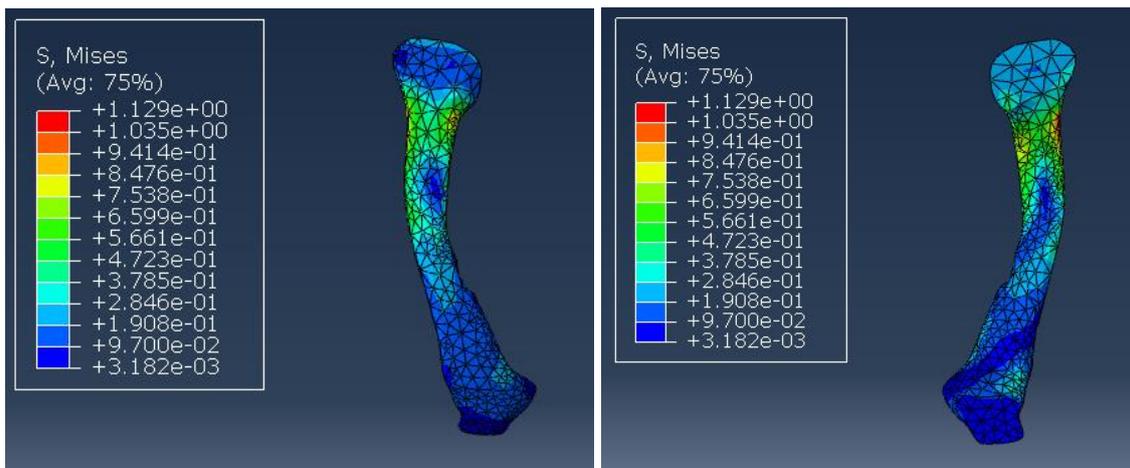


Figura 52: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio en el caso de flexión. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

Al igual que acontece con el ligamento colateral lateral, en el colateral medio también se produce una ligera curvatura al traccionarse en la flexión de rodilla, figura 52. Esto es debido a que el LCM se encuentra unido en sus extremos a la tibia y al fémur respectivamente, por lo que al producirse una rotación del fémur está modificando su forma. Los valores de la tensión de Von Mises incrementan su valor, pasando de un valor máximo de 0.199 a 1.129 MPa.

El aumento de las tensiones producido en los ligamentos colaterales se puede interpretar como un indicador de que su comportamiento es el adecuado. Son los encargados, como ya se ha mencionado anteriormente, de proporcionar estabilidad en la dirección medio-lateral y, en menor medida, antero-posterior y rotatorio. Por este motivo la distribución de tensiones aumenta en el movimiento de la rodilla al estar actuando como estabilizadores de la misma.

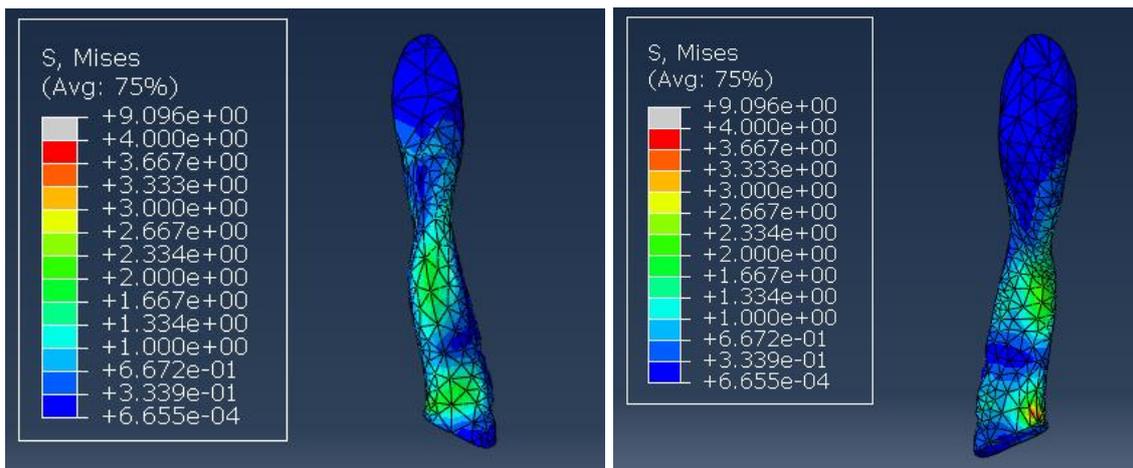


Figura 53: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.

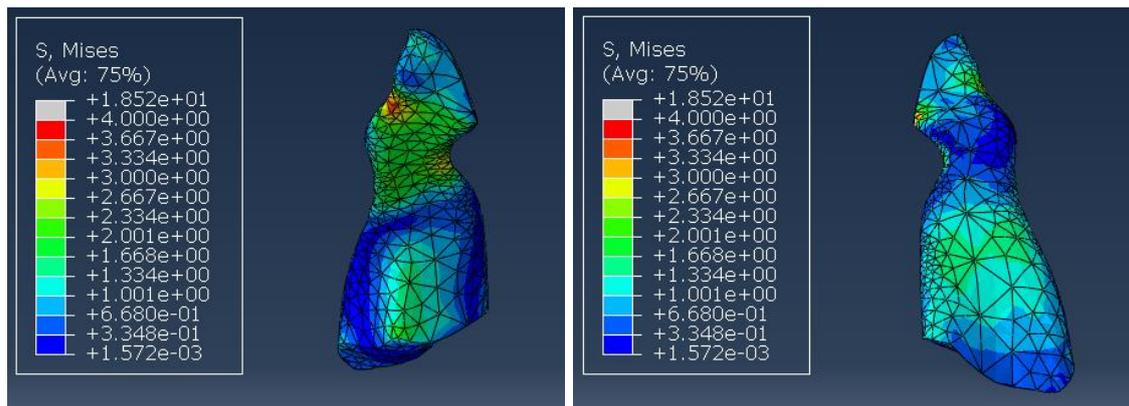


Figura 54: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.

Las Figuras 53 y 54 muestran los resultados de las tensiones en los ligamentos cruzados, que son los encargados de suministrar a la articulación estabilidad antero-posterior y rotacional. El ligamento cruzado posterior impide el desplazamiento posterior de la tibia con respecto al fémur y el cruzado anterior impide el desplazamiento hacia delante de la tibia con respecto al fémur y proporciona cierta estabilidad rotacional. Razón por la cual en la flexión de la rodilla estos ligamentos se encuentran tensionados evitando que el fémur se desplace respecto a la tibia, hacia el frente o hacia atrás.

La distribución de tensiones es similar en el caso de la rodilla en reposo y en flexión, pero los valores son mayores en este segundo caso, resultando un valor máximo de la tensión de Von Mises de 9.096 MPa para el LCA y de 18.52 MPa en el LCP.

En las Figuras 55, 56, 57 y 58 se muestran las fuerzas resultantes en el corte de cada uno de los ligamentos del modelo. Obteniéndose, como es de esperar, mayores valores que cuando la articulación se encuentra en reposo.

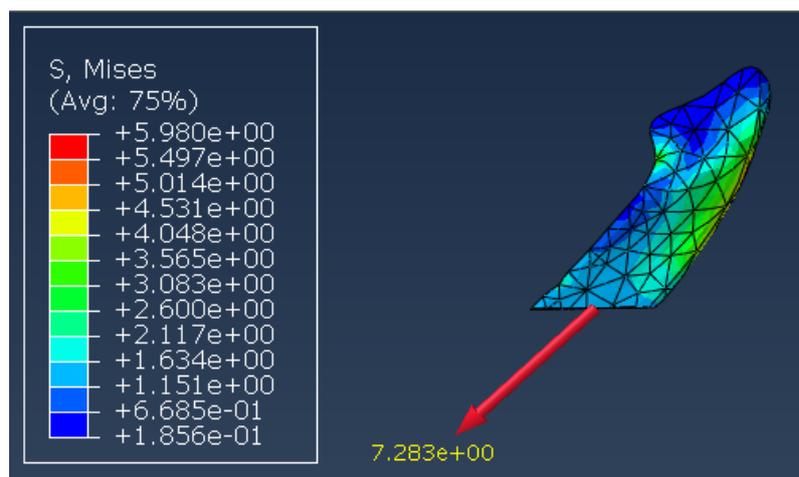


Figura 55: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

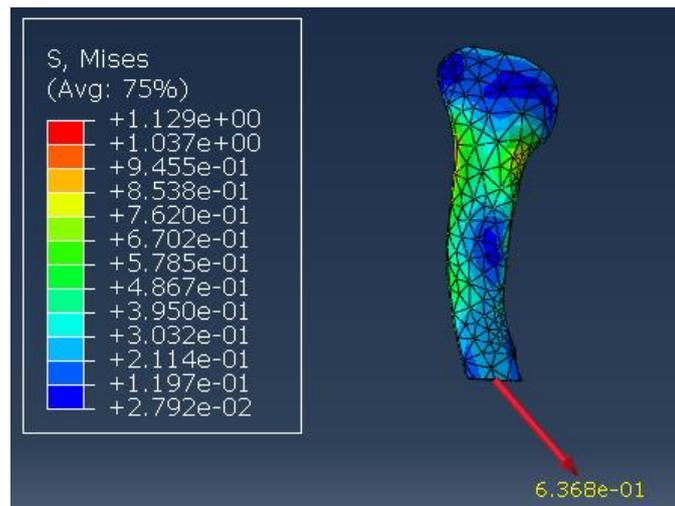


Figura 56: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

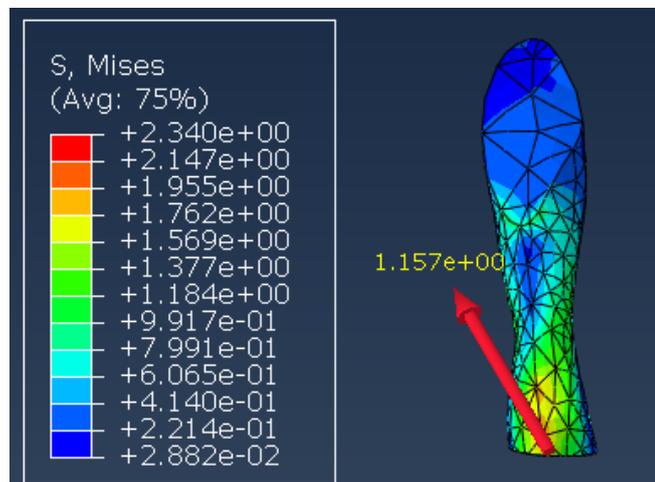


Figura 57: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

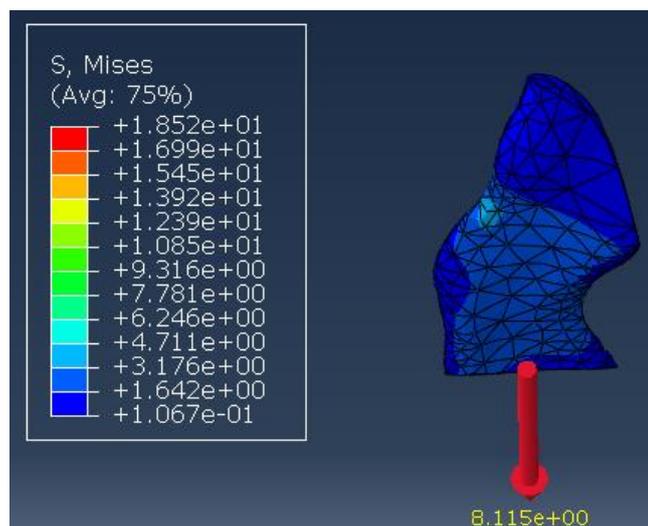


Figura 58: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

### 6.3 Rodilla con lesión en el LCA en flexión

Como ya se ha mencionado, las lesiones de ligamentos más frecuentes suceden en los ligamentos cruzados, que son los encargados de evitar movimientos excesivos de la tibia respecto al fémur en la flexión de rodilla. La lesión más común de los ligamentos cruzados tiene lugar en el ligamento cruzado anterior (LCA), por ello, en este escenario de estudio se va a representar el movimiento de flexión de la articulación sin el ligamento cruzado anterior, con la finalidad de reproducir una lesión en el mismo.

El movimiento de flexión y la carga se realiza exactamente igual que en el apartado anterior, pero en este caso se desactivan las iteraciones relacionadas con el ligamento cruzado anterior, así como este componente de la articulación.

En la Figura 59 se muestran los resultados de las tensiones de Von Mises de la rodilla lesionada en el LCA, se observa como los mayores valores se concentran en los ligamentos, para mantener la estabilidad.

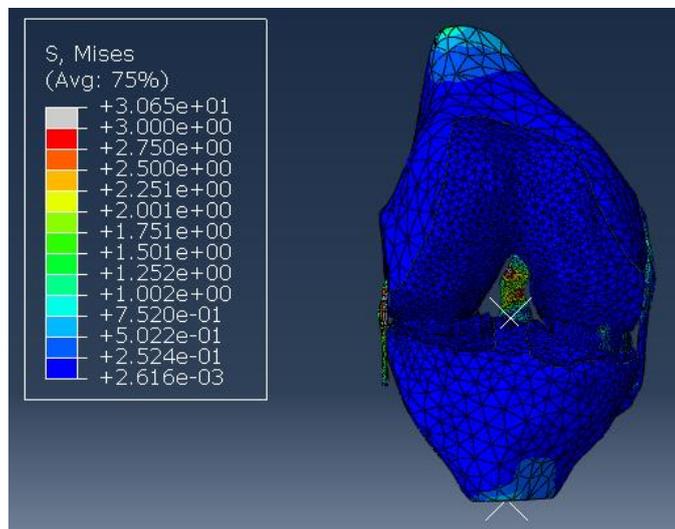


Figura 59: Resultados de la tensión de Von Mises de la rodilla sin LCA en flexión. Fuente: elaboración propia.

Los resultados de las tensiones de Von Mises obtenidos en los ligamentos una vez calculado el modelo son los que se muestran en las Figuras 60, 61 y 62.

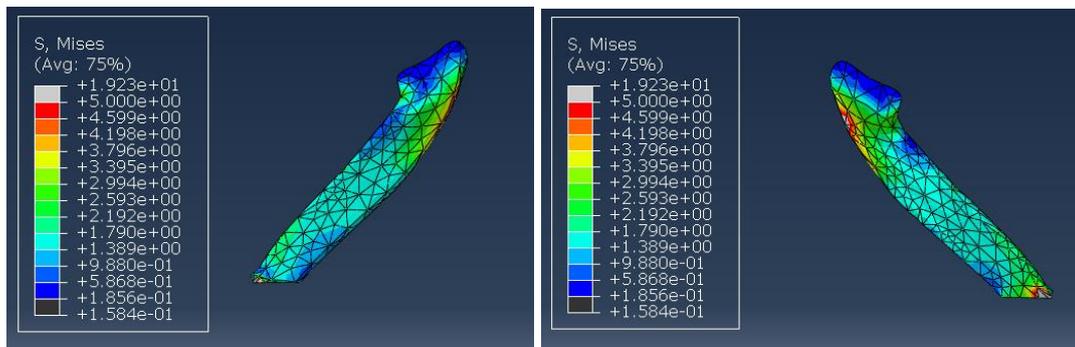


Figura 60: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

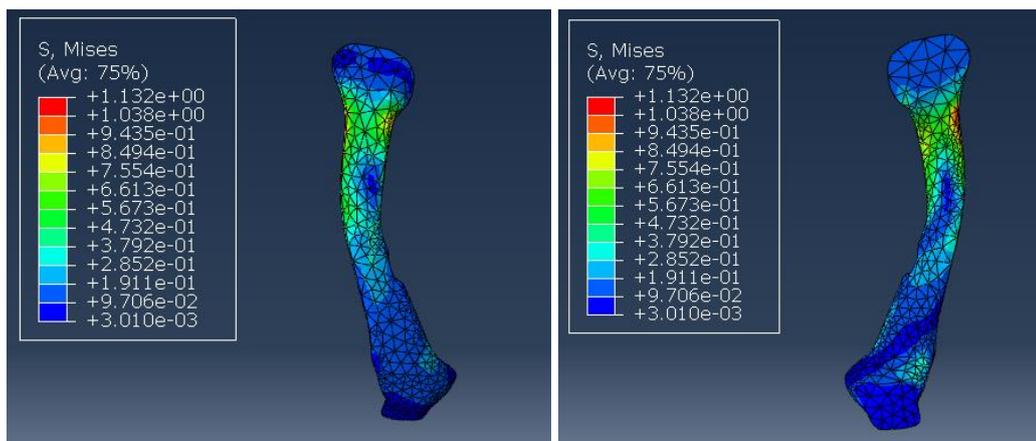


Figura 61: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

Las distribuciones de tensiones y su valor en los ligamentos colaterales, figura 60 y 61, son prácticamente iguales cuando la rodilla se encuentra en flexión con y sin el LCA. Es decir, la lesión en el ligamento cruzado anterior no afecta en gran medida al comportamiento de los ligamentos colaterales.

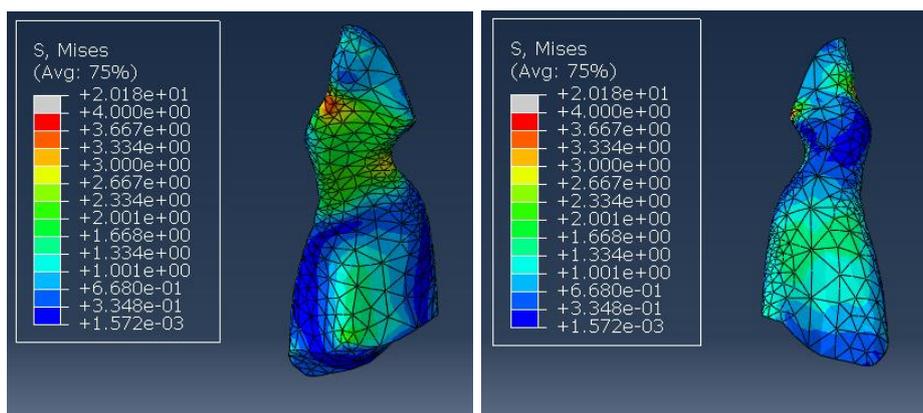


Figura 62: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión sin LCA. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.

En el ligamento cruzado posterior sí influye la ausencia del otro ligamento cruzado, haciendo que las tensiones sean mayores, Figura 62. Como ya se explicó, se puede decir que los ligamentos cruzados realizan un trabajo en equipo, por lo que, si el LCA sufre un daño, el LCP se ve afectado.

Al simular esta lesión en la flexión de rodilla, se observa que el fémur sufre un ligero desplazamiento posterior respecto de la tibia debido a la falta del ligamento cruzado anterior para evitarlo.

En relación a los valores de las fuerzas resultantes en el corte de los diferentes ligamentos, se puede observar en las Figuras 63, 64 y 65 como los valores son muy semejantes a los obtenidos en la flexión de rodilla sin lesiones. Siendo superiores en el LCP cuando la rodilla presenta un daño en el LCA.

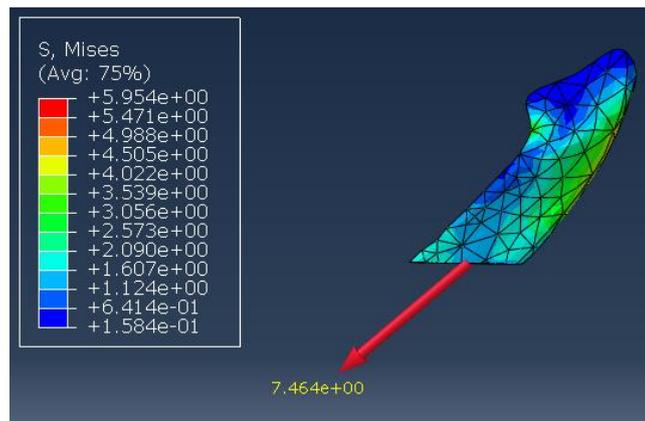


Figura 63: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

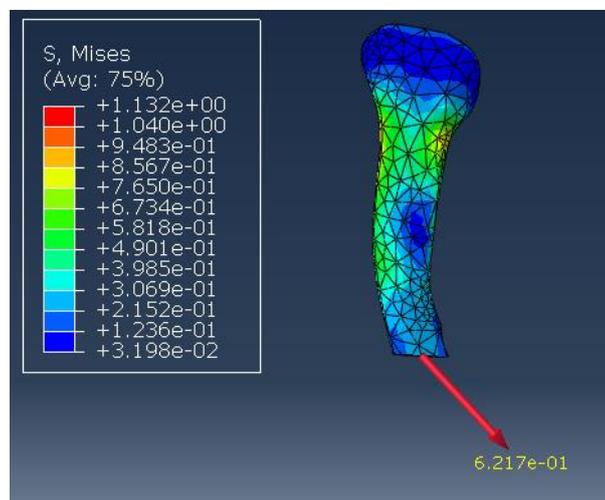


Figura 64: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

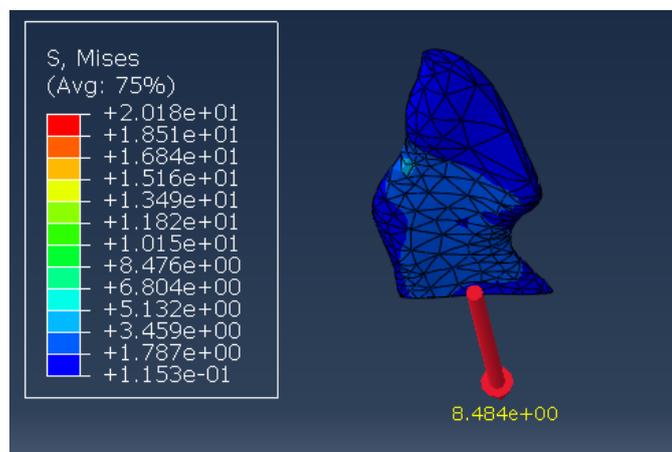


Figura 65: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado posterior en el caso de flexión sin LCA. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

## 6.4 Rodilla con lesión en el LCP en flexión

Por último, se representa una lesión en el ligamento cruzado posterior (LCP) en un movimiento de flexión de la articulación. En este modelo se realiza igual que el escenario anterior, pero en lugar del ligamento cruzado anterior en este caso se suprime el posterior.

Una vez lanzado y calculado el modelo, se obtienen las siguientes distribuciones y valores de la tensión de Von Mises en los ligamentos, Figuras 66, 67 y 68.

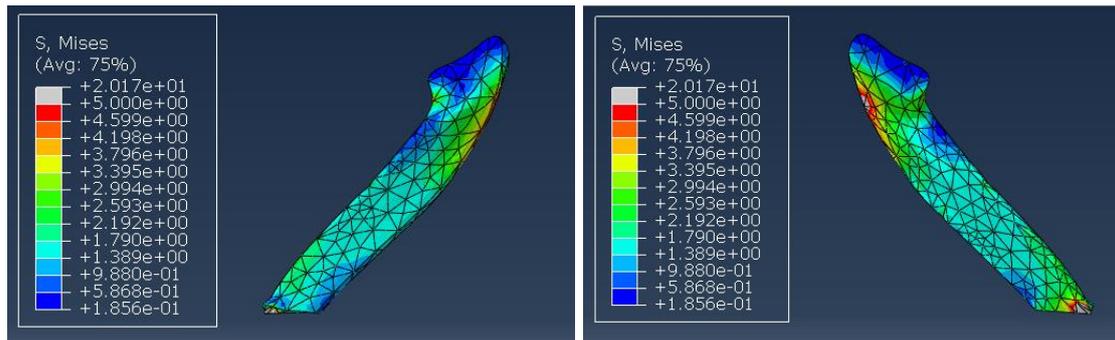


Figura 66: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

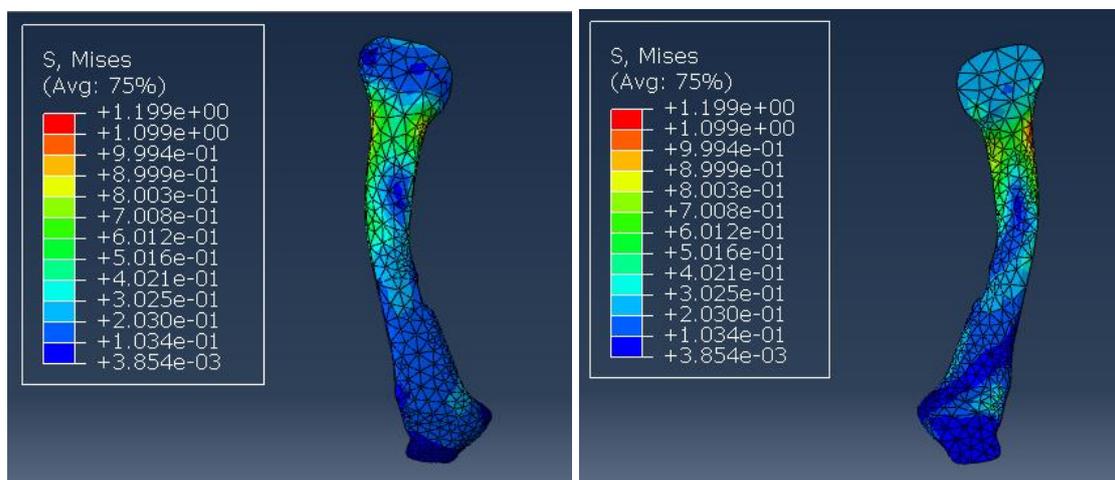


Figura 67: Tensión de Von Mises en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior e interior. Fuente: elaboración propia.

De forma semejante al caso de la flexión de rodilla sin LCA, en este modelo los resultados de las tensiones de los ligamentos laterales son análogos a los obtenidos en la flexión de una articulación sana, tanto en relación a la distribución como a los valores.

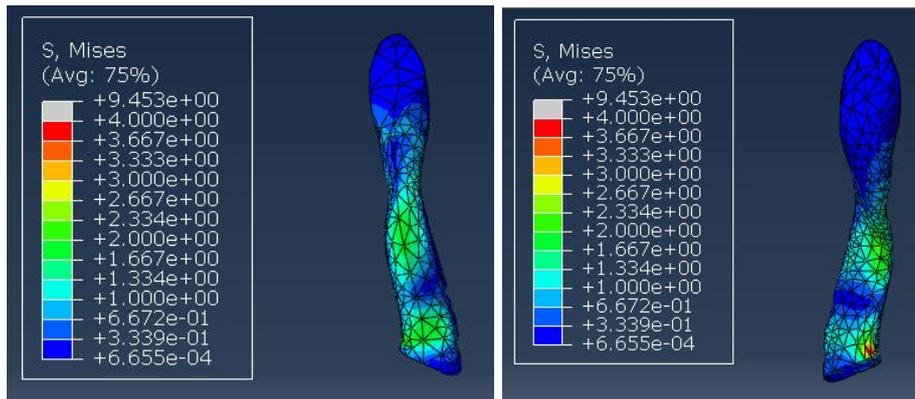


Figura 68: Tensión de Von Mises en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión sin LCP. Vista frontal y posterior. Fuente: elaboración propia.

Las tensiones en el ligamento cruzado anterior sí que son algo superiores en comparación con las calculadas en la flexión de rodilla sin lesiones. El motivo de esto es el mismo explicado en el apartado anterior, pero en este caso se trata del LCA y no del LCP.

Analizando los resultados de este modelo se observa que el fémur realiza un ligero desplazamiento anterior respecto a la tibia debido a la ausencia del ligamento cruzado posterior, que era el encargado de aportar estabilidad impidiendo este movimiento.

Las fuerzas resultantes en el corte de los ligamentos obtenidas en este modelo son las que se muestran en las Figuras 69, 70 y 71.

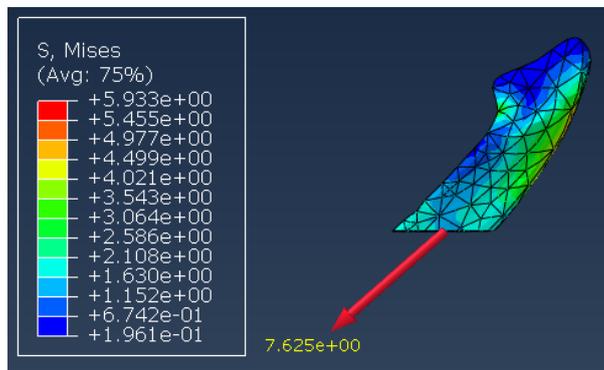


Figura 69: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral lateral en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

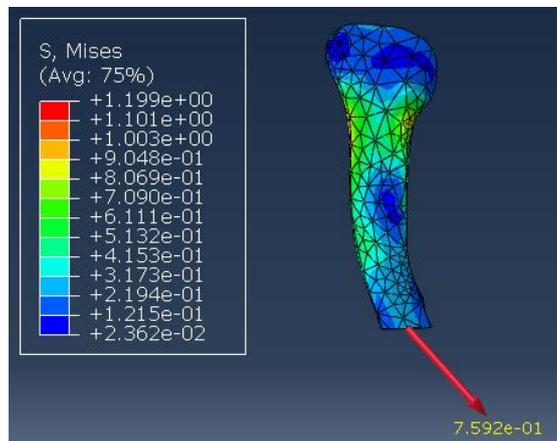


Figura 70: Fuerza resultante del corte en el ligamento colateral medio en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

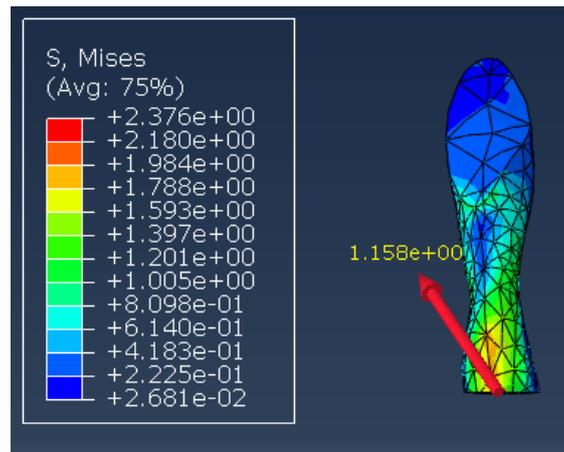


Figura 71: Fuerza resultante del corte en el ligamento cruzado anterior en el caso de flexión sin LCP. Vista lateral exterior. Fuente: elaboración propia.

## 7 ANÁLISIS DE RESULTADOS

A continuación, se realiza un resumen de los resultados y conclusiones obtenidos de los diferentes casos de estudio. En el primer escenario se representa el caso de una articulación de la rodilla en reposo soportando el peso del cuerpo, a partir de los resultados en él se validó el modelo de la articulación al compararlos con la literatura consultada. Tras esto, se modeló el segundo escenario en el cual se representa la flexión de una rodilla sana. Realizando una comparación entre la distribución de tensiones en los meniscos de ambos casos, se observa que cuando la rodilla se encuentra en reposo las tensiones máximas se ubican centradas en el borde interior de los meniscos, mientras que cuando la articulación se flexiona las mayores tensiones se sitúan desplazadas hacia uno de los laterales de los meniscos debido a que al realizar el movimiento de flexión cambia la posición de la presión máxima.

Comparando la distribución de tensiones de Von Mises obtenida en los ligamentos de estos dos primeros escenarios de estudio, se comprueba, como era de prever, que los valores de las tensiones son mucho mayores cuando la rodilla se encuentra flexionada y la forma de los ligamentos se encuentra modificada por el movimiento y la tracción que sufren, haciendo que la distribución de las tensiones tenga diferente patrón. Este aumento en las tensiones es un indicador de que el comportamiento de los ligamentos es el adecuado, ya que indica que están interviniendo en la estabilidad de la rodilla para que el fémur no se desplace respecto a la tibia en la flexión de la articulación.

Con el objetivo de simular lesiones en los ligamentos y estudiar su influencia en la rodilla, se modela un caso de flexión de la articulación en el que se omite el ligamento cruzado anterior y otro caso en el que se retira el cruzado posterior. Se han seleccionado estas dos lesiones debido a que son las más frecuentes. Analizando y comparando los resultados obtenidos, se observa que las tensiones en los ligamentos colaterales no difieren en gran medida con las obtenidas en el caso de flexión de una rodilla sana. Sin embargo, si hay alguna diferencia en las tensiones en el ligamento cruzado que no está dañado. Esto se debe a que los ligamentos cruzados realizan un trabajo en equipo, por lo que, si el ligamento cruzado anterior (LCA) sufre un daño, el ligamento cruzado posterior (LCP) se ve afectado, y viceversa.

Las lesiones modeladas, hacen que en la flexión de la articulación el hueso del fémur, aparte de realizar el movimiento de flexión de la articulación, sufra una ligera rotación entorno al eje vertical del mismo, la cual puede causar algún trastorno en el estudio de los valores obtenidos. En el caso de la lesión de LCA, el fémur sufre un ligero desplazamiento posterior respecto de la tibia al no estar este ligamento para evitarlo. Algo similar ocurre en el escenario en que se simula el daño en el LCP, pero en este caso el fémur sufre un desplazamiento anterior.

Para analizar y estudiar las fuerzas resultantes en el corte de los ligamentos se han realizado una tabla, Tabla 4, en la cual se comparan los valores obtenidos cuando la rodilla está en reposo y cuando se encuentra flexionada para cada uno de los ligamentos

Realizando una comparativa entre estos dos casos, se ve como aumenta el valor de la fuerza resultante, en todos los ligamentos, cuando la articulación se encuentra en flexión. Esto es debido a que para mantener la estabilidad de la articulación la fuerza en los ligamentos debe de ser mayor.

Tabla 4: Fuerzas resultantes en el corte de los ligamentos en el caso de reposo y de flexión.  
Fuente: elaboración propia.

	Fuerza Resultante (N)	
	Reposo	Flexión
Ligamento colateral lateral (LCL)	1.729E-01	7,283E+00
Ligamento colateral medio (LCM)	1,757E-01	6,368E-01
Ligamento cruzado anterior (LCA)	4,406E-01	1,157E+00
Ligamento cruzado posterior (LCP)	2,725E-01	8,115E+00

De igual forma, se ha creado una tabla resumen con las fuerzas resultantes de los ligamentos cruzados en todos los casos de flexión, Tabla 5.

Tabla 5: Fuerzas resultantes en los ligamentos cruzados en los diferentes casos de flexión.  
Fuente: elaboración propia.

	Fuerza Resultante (N)		
	Flexión	Flexión sin LCA	Flexión sin LCP
Ligamento cruzado anterior (LCA)	1,157E+00	-	1,158E+00
Ligamento cruzado posterior (LCP)	8,115E+00	8,484E+00	-

Analizando estos valores, se observa como cuando se simula una lesión en uno de los ligamentos cruzados, el otro incrementa su valor de fuerza resultante. El hecho de que el LCP aumente mucho más el valor de la fuerza cuando el LCA está lesionado que el LCA cuando se lesiona el LCP, es debido flexión de la rodilla y a la disposición que tienen los ligamentos en ella.

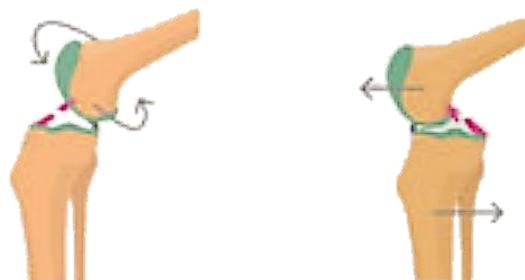


Figura 72: Flexión de rodilla con rotura del LCA, izquierda, y con rotura del LCP, derecha. Fuente: (Así funciona la rodilla, 2017).

Como se puede observar en la Figura 72, cuando se produce la rotura del ligamento cruzado anterior, imagen de la izquierda, el fémur tiende a rotar y desplazarse hacia atrás. Esto, junto con la flexión de la rodilla hace que se generen grandes fuerzas en el ligamento cruzado anterior, motivo por el cual el valor de la fuerza resultante es tan elevado en este caso. De igual forma, se puede observar como cuando se produce la lesión en el LCP, el fémur tiende a desplazarse hacia adelante, figura de la derecha. Esto junto con la rotación hace que el valor de la fuerza resultante en el LCA aumente pero en menor medida.

## 8 CONCLUSIONES

En el presente proyecto se logrado alcanzar la totalidad de los objetivos propuestos. Se ha realizado un análisis de los modelos de materiales hiperelásticos y de su introducción en el software de elementos finitos. A partir de esta información se han modelado los ligamentos de una rodilla teniendo en cuenta su comportamiento hiperelástico y se ha realizado el modelo de la articulación de la rodilla en elementos finitos mediante Abaqus.

Se ha modelado un escenario de estudio en el cual se representa la articulación cuando se encuentra en reposo, totalmente estirada soportando el peso del cuerpo, a partir del cual se ha validado el modelo al comprobar que los resultados obtenidos son similares a los de los estudios de otros autores.

Tras la validación del modelo, se realizan tres casos de estudio en los cuales se simula la flexión de una rodilla sana, una con una lesión en el ligamento cruzado anterior y una lesionada en el ligamento cruzado posterior.

A partir de la obtención de las tensiones y fuerzas en los ligamentos en cada uno de los supuestos de estudio, se ha realizado un análisis de los resultados en el cual se comprueba cómo se ven afectados los ligamentos en cada uno de ellos. Las tensiones en los mismos aumentan, como es de esperar, cuando se encuentran en una flexión de rodilla debido a que son los encargados de estabilizar esta articulación evitando el desplazamiento de la tibia respecto al fémur.

Comparando las fuerzas resultantes obtenidas en el caso de flexión cuando la rodilla está sana, con las calculadas en los casos de lesión, se observa que en el caso de lesión del ligamento colateral anterior, la fuerza resultante en el colateral lateral aumenta un 4.55%. Mientras que en el caso que el ligamento dañado sea el colateral lateral, el LCA aumenta su resultante de fuerzas un 0.09%. Esta diferencia es debida a la ubicación en la que están situados los ligamentos colaterales en la rodilla y a su comportamiento y función en el movimiento de flexión.

El modelo de elementos finitos de la articulación de la rodilla realizado y validado, proporciona una herramienta muy interesante al permitir la realización de ensayos sobre este modelo, sin necesidad de disponer del material, espacio y maquinaria, que en muchas ocasiones resulta casi imposible de conseguir para desarrollar las pruebas físicas. Ahorrándose costes y obteniéndose visualizaciones de algunos valores que dificultosamente se pueden obtener en el laboratorio.

## 9 LÍNEAS FUTURAS

En este apartado se proponen futuras aplicaciones y líneas a partir del presente trabajo. Una posible continuación de este proyecto es, por ejemplo, introduciendo el hueso del peroné o implantando el hueso de la rótula y sus respectivas interacciones o restricciones. Ampliando, de esta forma, las aplicaciones del modelo de elementos finitos, al permitir el estudio de más componentes.

Otra posible aplicación, es utilizar el modelo para el estudio de lesiones comunes y de distintos componentes de la rodilla, pudiendo generar nuevos escenarios de cálculo en los que se simulen otros movimientos o comportamientos de la articulación.

Un aspecto importante en el sector médico es el hecho de que con el paso de los años las personas somos más vulnerables a las enfermedades y lesiones. En relación a esto, un estudio muy interesante sería modelar en elementos finitos un hueso largo, por ejemplo, el fémur, de un niño, de un adulto y de un anciano, teniendo en cuenta que los huesos se vuelven más rígidos conforme las personas van cumpliendo años. Es decir, el valor del módulo de Young de los huesos se va incrementando, en los niños es menor que en los adultos y en los adultos es menor que en los ancianos, Figura 73. A su vez, los huesos de los ancianos también se vuelven más frágiles al llegar a una edad avanzada.

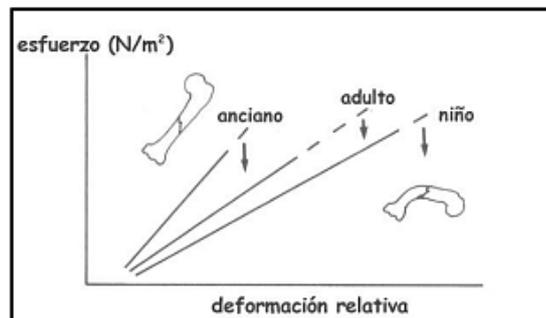


Figura 73: Esfuerzo frente a la deformación para los huesos de un niño, un adulto y un anciano.  
Fuente: (Aguado Jódar).

También se podría aplicar el mismo procedimiento de modelado de este trabajo a otras articulaciones o partes del cuerpo humano, en las que interese conocer en mayor detalle su comportamiento o realizar algún ensayo.

De igual forma, se puede realizar el modelado de prótesis en diferentes partes del cuerpo y analizar su comportamiento, por ejemplo prótesis de rodilla o de cadera.

## 10 BIBLIOGRAFÍA

- Aguado Jódar, X. (s.f.). Deformación de los tejidos. *Universidad de Castilla la Mancha*.
- Ahmet Erdemir. (2015). Open Knee: Open Source Modeling & Simulation to Enable Scientific Discovery and Clinical Care in Knee Biomechanics. *The journal of knee surgery*.
- Articulación de la rodilla*. (2014). Obtenido de SlideShare:  
<https://es.slideshare.net/drmasqui/articulacin-de-la-rodilla-36319387>
- Articulación femoropatelar*. (s.f.). Obtenido de <https://www.dr-crespo.com/femoropatelar/fpintro>
- Así funciona la rodilla*. (2017). Obtenido de Sportlife:  
<https://www.sportlife.es/upload/images/imagegallery/4933/imagenes/imagegallery-4933-58ad7658c706c.jpg>
- Basquetteur. (2008). *Diagrama rodilla color*. Obtenido de  
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagrama\\_rodilla\\_color.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagrama_rodilla_color.png)
- Bodduna, H. (2005). FINITE ELEMENT SIMULATION OF THE HUMAN KNEE JOINT IN ABAQUS/EXPLICIT USING DYNAMIC KINEMATIC INPUTS. *University of Missouri-Kansas City*.
- Carvalho Fernandez, D. (2014). Finite Element Analysis of the ACL-deficient Knee.
- Dr Massimo Defilippo. (2012). *Anatomía de rodilla*. Obtenido de Fisioterapia para todos:  
<https://www.fisioterapiaparatodos.com/anatomia-de-rodilla/>
- E. Peña, J. Ohayon, Y. Usson, A. Azancot, & M. Doblaré. (2010). Simulación por elementos finitos de la biomecánica del corazón fetal. *Rev. Int. Mét. Num. Cál. Dis. Ing.*
- Hernández Ibáñez, S., & Fontán Pérez, A. (2017). *MECÁNICA DE MEDIOS CONTINUOS. EL SÓLIDO DEFORMABLE*. Santiago de Compostela: Andavira Editora, S.L.
- Majid Shazad, Ali Kamran, Muhammad Zeeshan Siddiqui, & Muhammad Farham. (2015). Mechanical characterization and FE Modelling of a Hyperelastic Material.
- Open Knee(s): Virtual Biomechanical Representations of the Knee Joint*. (s.f.). Obtenido de SimTK: <https://simtk.org/projects/openknee>
- Patela o Rotula*. (s.f.). Obtenido de Anatomía Topográfica:  
<https://www.anatomiatopografica.com/huesos/patela-o-rotula/>
- Peña, E., Clavo, B., Martínez, M., Palanca, D., & Doblaré, M. (2005). Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical Biomechanics*.
- Pérez González, A. (2014). *Mecapedia*. Obtenido de Módulo de elasticidad:  
[http://www.mecapedia.uji.es/modulo\\_de\\_elasticidad.htm](http://www.mecapedia.uji.es/modulo_de_elasticidad.htm)
- Pérez González, A. (2018). *Mecapedia*. Obtenido de Coeficiente de Poisson:  
[http://www.mecapedia.uji.es/coeficiente\\_de\\_Poisson.htm](http://www.mecapedia.uji.es/coeficiente_de_Poisson.htm)
- RAE*. (s.f.). Obtenido de Real Academia Española: <https://dle.rae.es/?id=NIIa3Qe>
- Ramos Botello, Y., Extrada Cingualbres, R., & Bosch Cabrera, J. (2013). Empleo de elementos finitos en un estudio comparativo de dos sistemas de fijación interna para la fractura de cadera. *Rev Cubana Ortop Traumatol*.

*Tu cuerpo humano*. (s.f.). Obtenido de <https://tucuerpohumano.com/c-sistema-esqueletico/femur/>

*UChicagoMedicine*. (2015). Obtenido de <http://healthlibrary.uchospitals.edu/content/adult-diseases-and-conditions-v0/lesiones-de-los-ligamentos-de-la-rodilla/>

*Urbanfisio*. (s.f.). Obtenido de Fisioterapia en la rotura de menisco:  
<https://www.urbanfisio.com/rotura-menisco-causas-sintomas-ejercicios/>

Zahra Trad, Abdelwahed Barkaoui, Moez Chafra, & João Manuel R.S. Tavares. (2018). *FEM Analysis of the Human Knee Joint. A Review*. Springer.