

Obtención de un modelo tridimensional para el análisis de esfuerzos en una articulación de rodilla con malformación del menisco lateral

Lourdes Segovia¹, Miryam B. Sánchez², M^a Teresa Carrascal¹

Departamento de Mecánica, UNED, España.

¹ lsegovia@alumno.uned.es, ² msanchez@ind.uned.es, ³ mcarrascal@ind.uned.es

Resumen

El ser humano, trata de evolucionar y mejorar continuamente su calidad de vida. La ingeniería aplicada a la biomecánica, ha sido una de las disciplinas clave que le han permitido avanzar para lograr este proceso de mejora, ya que ha permitido el estudio, análisis y descripción de patologías que pueden surgir a nivel osteoarticular y muscular. Recrear de forma fiel estas complejas patologías para su análisis se logra mediante modelos tridimensionales de cada uno de los órganos biológicos implicados, atendiendo a sus diferentes tejidos y creando una estructura ensamblada del conjunto de piezas que interactúan entre sí. Estos modelos proporcionan gran cantidad de información sobre la patología analizada, que de otra forma no sería posible obtener a través de estudios clínicos, debido a la imposibilidad de realizar ensayos “in vivo”. El principal objetivo de este trabajo fue la obtención de una herramienta de análisis, a través de un modelo tridimensional, que representa de forma fiel la articulación de la rodilla de un paciente con una malformación del menisco discoideo lateral y una lesión condral. Esta herramienta nos permitirá estudiar cómo influye esta malformación en la distribución de cargas de la articulación y si dicha malformación puede ser la precursora de otras lesiones.

Palabras clave: Modelo tridimensional, elementos finitos, articulación de la rodilla, menisco discoideo, biomecánica

Abstract

The human being tries to evolve and continuously improve his quality of life. Engineering applied to biomechanics has been one of the key disciplines that has allowed progress to achieve this improvement process, since it has allowed the study, analysis and description of pathologies that can arise at the osteoarticular and muscular level. Faithfully recreating these complex pathologies for analysis is achieved through three-dimensional models of each of the biological organs involved, taking into account their different tissues and creating an assembled structure of the set of pieces that interact with each other. These models provide a large amount of information about the analyzed pathology, which would not otherwise be possible to obtain through clinical studies, due to the impossibility of performing “in vivo” tests. The main objective of this work was to obtain an analysis tool, through a three-dimensional model, that faithfully represents the knee joint of a patient with a malformation of the lateral discoid meniscus and a chondral lesion. This tool will allow us to study how this malformation influences the load distribution of the joint and whether said malformation can be the precursor of other injuries.

Keywords: Three-dimensional model, finite elements, knee joint, discoid meniscus, biomechanics

1. Introducción

Las últimas décadas han transcurrido caracterizadas por un gran desarrollo tecnológico palpable en todas las áreas y disciplinas científicas. Estos avances

tecnológicos han ido evolucionando para ofrecer una amplia variedad de productos, servicios y soluciones que han permitido al ser humano evolucionar hacia las tecnologías de última generación. A nivel general uno de los avances, que supuso una gran revolución en

diferentes disciplinas académicas fue el desarrollo del diseño asistido por ordenador, más conocido por sus siglas en inglés CAD (Computer Aided Design). El CAD consiste en el uso de programas computacionales para desarrollar representaciones gráficas bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D) con el objetivo de evolucionar desde el tradicional borrador o boceto manual hacia una representación realista del objeto físico.

En ingeniería, el CAD ha permitido desarrollar procesos completos, desde la representación de un concepto o la estructura de un objeto, pasando por el ensamblaje de las diferentes partes que componen dicha estructura hasta llegar al método de fabricación. Esto se debe a la evolución de esta tecnología hacia un conjunto de funcionalidades de diferente índole como el CAM (Computer Aided Manufacturing) que por medio de programas de control numérico conectados a herramientas de producción industrial, permiten la fabricación del objeto definido, o lo que es lo mismo la fabricación asistida por ordenador, el CAE (Computer Aided Engineering) ingeniería asistida por ordenador que utiliza métodos matemáticos y permite realizar análisis y simulaciones para predecir el comportamiento de un objeto previo a su fabricación, o el CIM (Computer Integrated Manufacturing) que integra el CAD, CAM y CAE junto con el CAF (Computer Aided Facilities) destinado a la gestión de la documentación y la producción automatizada.

El origen del método de los elementos finitos (MEF) se puede atribuir a la industria aeroespacial donde comenzó a desarrollarse para solucionar problemas estructurales. Con el paso de los años este método matemático se ha ido extendiendo en diferentes áreas, como en biomecánica. En la actualidad, la aplicación del MEF para el análisis de problemas biomecánicos permite comprender y dilucidar muchas cuestiones planteadas, que hasta la fecha, solo se intuían pero no se podrían demostrar. En gran parte se debe, a que permite abordar los métodos clásicos de investigación desde otra perspectiva, a través de modelos tridimensionales sometidos a métodos de cálculo iterativos que convergen en una solución final, sin la necesidad de realizar análisis experimentales previos. Esto implica un menor coste en tiempo de desarrollo y un gran abanico de oportunidades para la investigación de nuevos problemas biomecánicos. No obstante el MEF sigue siendo un método aproximado de cálculo y por lo tanto, los análisis experimentales siguen siendo necesarios, hasta que se establezca la idoneidad del modelo tridimensional y la garantía de un funcionamiento adecuado.

2. Solución de problemas biomecánicos

Los avances tecnológicos no solo han sido proclives en el ámbito de la ingeniería, también se han extendido a

otras áreas como la biomecánica. Durante los últimos años se han realizado diversas investigaciones en este área, donde el CAD y el CAE han permitido realizar importantes avances, por ejemplo, en el diseño de elementos protésicos, en el análisis de esfuerzos a los que están sometidas las articulaciones, incluso en el ámbito deportivo realizando estudios biomecánicos para mejorar el rendimiento. Zhang et al. (2021) analizaron los efectos biomecánicos de vástagos tibiales con diferentes estructuras sobre la articulación de la rodilla humana, después de la artroplastia total de rodilla. Dayrell Gomes Da Costa et al. (2022) realizaron un análisis para estudiar la biomecánica de la conexión interna de una prótesis mandibular bajo el efecto de las cargas. También se han logrado avances en el análisis del comportamiento de lesiones tras su cirugía. En el estudio de elementos finitos (EF) desarrollado por Ebrahimkhani et al. (2022), analizaron la biomecánica de los segmentos adyacentes después de la cirugía de fusión lumbar.

El análisis de los esfuerzos a los que está sometida una articulación de rodilla a través de modelos tridimensionales ha sido abordado por diferentes autores. Peña et al. (2005) estudiaron el efecto de las roturas de menisco y las menisectomías en la biomecánica de la rodilla humana, mediante un análisis por elementos finitos. Así bajo una carga de compresión axial aplicada en la superficie del fémur, la tensión producida en el cartílago articular tras la menisectomía fue aproximadamente el doble que la producida en una rodilla sana, justificando así, el daño y la degeneración en el cartílago tras la menisectomía. Posteriormente Peña et al. (2006) realizaron un análisis tridimensional de EF del comportamiento combinado de ligamentos y meniscos en una rodilla sana, para analizar la transmisión de cargas y la estabilidad de la rodilla, logrando reproducir los campos de tensión y deformación en los tejidos biológicos blandos cuando se encuentran bajo la acción de una carga externa.

A estos estudios les siguieron otros como el análisis experimental y de EF desarrollado por Halonen et al. (2014) para analizar la deformación del cartílago articular de una rodilla sana ante la acción de una carga estática en un modelo 3D. En su estudio hicieron una comparación de resultados obtenidos con los nuevos escáneres CT de haz cónico, que ofrecen imágenes de alta resolución de las estructuras de la rodilla bajo carga y los resultados obtenidos mediante MEF de un modelo tridimensional con imágenes médicas de un escáner CT convencional. Según Halonen et al. (2014) las tensiones del cartílago y el movimiento del menisco obtenido del modelo de EF coincidieron adecuadamente con los valores medidos experimentalmente, y por tanto concluyeron, que un modelo validado podría usarse como una herramienta de diagnóstico no invasiva para localizar áreas de cartílago en riesgo de degeneración. Zhang et al. (2019)

y Li et al. (2020) han investigado la lesión del desgarro en rodilla adulta y las implicaciones biomecánicas que derivan de dicha lesión. Por su parte Zhu et al. (2020) han estudiado el comportamiento mecánico de meniscos artificiales fabricados con policarbonato de uretano (PCU) que es un material poroso.

El principal objetivo en este estudio es la obtención de un modelo tridimensional realista de la articulación de rodilla de un paciente de 11 años que presenta una malformación de menisco discoideo lateral y una lesión condral. Este modelo será la herramienta que nos permita realizar simulaciones bajo diferentes estados de carga e investigar las implicaciones biomecánicas que se derivan de una malformación de menisco discoideo.

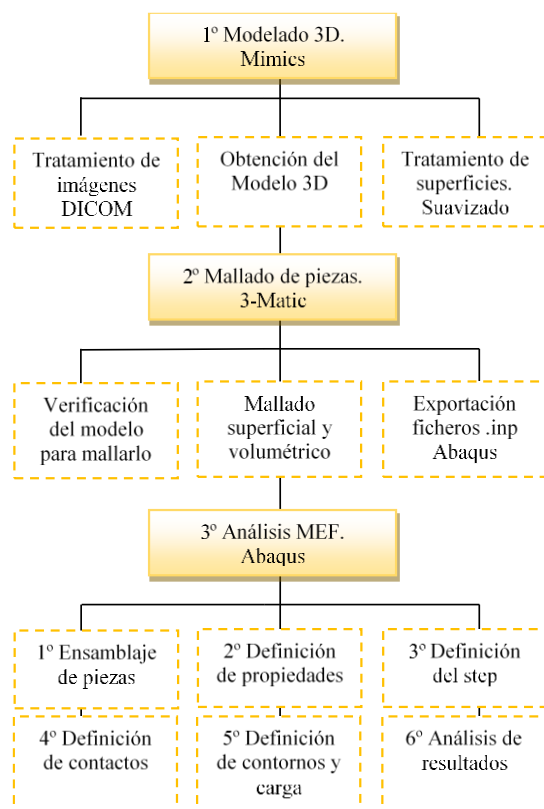


Figura 1. Diagrama de trabajo

3. Obtención del modelo 3D

Con el avance de las tecnologías han aflorado diversidad de programas informáticos destinados al análisis médico o a la investigación de aplicaciones biomecánicas y con cada versión y mejora de estas herramientas aparecen nuevas modalidades de escaneo, lo mismo ocurre con sus formatos de archivo. La principal cualidad de estas herramientas es que permiten obtener elementos volumétricos a partir de un conjunto de imágenes médicas de órganos biológicos para la obtención de un modelo 3D fiel a la anatomía del paciente.

La figura 1 muestra el diagrama de trabajo que se ha diseñado para la obtención de la herramienta de análisis. El modelado se inicia con la importación de imágenes médicas para su tratamiento, que darán lugar a la obtención de un modelo 3D de la articulación de rodilla y se finaliza el proceso con la configuración de la estructura ensamblada para el desarrollo de simulaciones MEF. En la primera fase se ha usado el programa MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) como programa principal para el tratamiento de imágenes médicas. El software tolera la importación y procesado de conjuntos de imágenes médicas 2D de diversos formatos: DICOM 3.0, BMP, TIFF, JPG e imágenes en bruto. Estas imágenes son procesadas con la finalidad de obtener modelos para diagnóstico, diseño de prótesis, modelado e impresión 3D de elementos protésicos, investigación, etc. Los programas de modelado 3D permiten controlar y corregir la segmentación de tejidos biológicos para definir con precisión el modelo 3D que forman el conjunto de imágenes médicas. Estos programas suelen contar con menús adicionales que proporcionan mayores funcionalidades para realizar operaciones CAD y son ampliamente utilizados para realizar el diseño de prótesis.

La articulación de rodilla está compuesta por dos conjuntos de tejidos biológicos: los tejidos óseos (fémur, tibia, rótula y peroné) y los tejidos blandos (cartílagos, meniscos y ligamentos). Por ello, el primer paso que se realizó para la obtención del modelo 3D de la articulación de la rodilla fue la importación del conjunto de imágenes médicas provenientes de un TAC y de una RM. Dichas imágenes fueron proporcionadas por D. José Javier Tejada Gallego, médico especialista en cirugía ortopédica y traumatología en la Clínica Universidad de Navarra. La muestra estaba compuesta por un conjunto de 298 imágenes médicas en formato DICOM. Cada una de las imágenes representa un corte transversal de la rodilla "rebanada", con un incremento de 0.4 mm, que permite la construcción del volumen completo de la articulación. Cada pieza de la articulación se obtiene a través de la segmentación de las partes que la componen, mediante un proceso de umbralizado. La Tomografía Axial Computarizada (TAC) es una herramienta de diagnóstico, que a través de rayos X genera un conjunto de imágenes. En función del nivel de intensidad recibida por el receptor del tomógrafo, las imágenes quedan definidas en una escala de grises. Cada tejido tiene un nivel de absorción de radiación diferente, lo cual se refleja en el amortiguamiento de los rayos X que lo atraviesan (Ramírez et al., 2012b). Este fenómeno es cuantificado por el tomógrafo y luego convertido a la escala de unidades Hounsfield (HU), que describe los diferentes niveles de

radiodensidad en un rango de -1,024 a 3,071, siendo

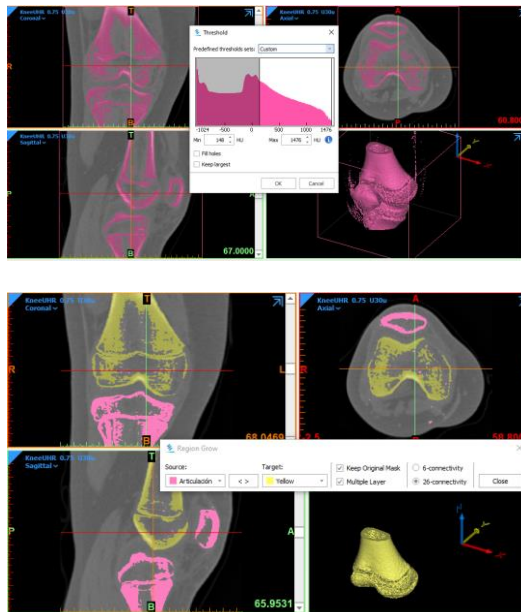


Figura 2. Sup.: umbralizado, inf.: segmentación

ceros el valor para el agua.

La operación que consiste en variar la escala HU para seleccionar el rango más adecuado y poder segmentar una parte concreta es el umbralizado (*threshold*). Esta escala se ajustó en un rango de grises que permitió la obtención de las partes óseas, así como de cada uno de los tejidos blandos que componen la articulación. Cuando se desarrolla este paso, en la obtención del modelo tridimensional, el sistema crea una única máscara seleccionando aquellas partes cuyas características estén definidas en dicho rango de grises, como puede observarse en la figura 2 (sup). Para la obtención por separado de cada pieza de la articulación se requiere de una segunda segmentación figura 2 (inf) Previo a esta operación fue necesario realizar un proceso de limpieza ya que las imágenes contenían “ruido” y por tanto fue necesario eliminarlo del modelo tridimensional.

En el proceso de desarrollo de niño a adolescente, periodo comprendido entre los 10 y los 19 años, la Organización Mundial de la Salud (OMS) distingue dos etapas fundamentales: la adolescencia temprana (10 a 14 años) caracterizada por un crecimiento y desarrollo somático acelerado, y la adolescencia tardía (15 a 19 años), en la cual se ha alcanzado el crecimiento y el desarrollo casi en su totalidad. En esta última fase se produce mayor adquisición de masa ósea debido a que la velocidad de acumulación mineral en el hueso es mayor que en otras etapas. (Rapun Lopez et al., 2017).

La articulación de rodilla que es objeto de este estudio, mostró zonas de osificación endocondral, donde el

tejido cartilaginoso se está transformando en hueso, esto se debe a que el paciente, un niño de 11 años está en plena etapa de crecimiento y por tanto sus huesos todavía están en proceso de formación. Estos procesos de osificación introducen irregularidades en las superficies del modelo tridimensional y es necesario realizar una serie de consideraciones y ajustes, para que el modelo pueda ser mallado de forma adecuada y permita desarrollar simulaciones MEF para el análisis de esfuerzos y deformaciones.

- **Suavizado superficial**

Antes de iniciar el proceso para la construcción del modelo 3D fue necesario realizar un suavizado superficial en 2D, repasando los contornos de la máscara generada a través del proceso de segmentación. Este suavizado inicial permitió corregir los contornos de la capa. No obstante, las superficies no fueron completamente suavizadas, y esto dio lugar a un segundo proceso de suavizado en el modelo 3D.

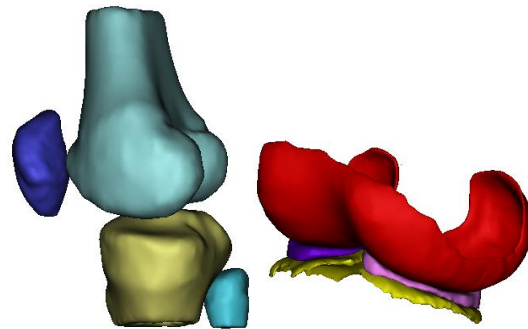


Figura 3. Modelo 3D suavizado: izq.: tejidos óseos; dcha.: tejidos blandos

- **Discretización del modelo 3D**

Los programas de tratamiento de imágenes médicas suelen ser compatibles con otros programas que ofrecen mayores funcionalidades a la hora de discretizar el modelo. Estos programas permiten realizar modificaciones en el diseño, así como cambios a nivel STL utilizando proyectos CAD, datos de escaneo y modelos con topología optimizada entre otras funciones. También cuentan con módulos de diseño que permiten mejorar el modelo mediante la creación de texturas, acabados superficiales, configuración de estructuras ligeras para impresión 3D, etc. Para continuar definiendo el modelo tridimensional de la articulación de la rodilla, se optó por el software Materialise 3-matic que permite trabajar directamente en superficies trianguladas, para conservar todos los detalles importantes y la complejidad del modelo desde el inicio hasta el final. (3-matic, 2022).

La obtención, del modelo 3D de tejidos biológicos a través de imágenes médicas, es un proceso laborioso hasta conseguir un resultado final adecuado. Estos tejidos pueden contener contornos inadecuados, agujeros, revestimientos, capas de ruido, incluso triángulos superpuestos. Por ello, en un modelo biomecánico tridimensional es fundamental verificar la validez de las piezas que lo componen. Para realizar este proceso de verificación, 3-Matic cuenta con la herramienta Fix Wizard. Se trata de un entorno de verificación y corrección de diferentes parámetros de la geometría, cuya finalidad es garantizar un mallado adecuado de cada una de las piezas que componen el modelo 3D. Para este modelo (figura 4) se optó por un mallado homogéneo con una longitud de triángulo que varía de unas piezas a otras, en función del refinamiento de malla que se requiera. Así pues, se estableció un criterio de malla más gruesa en el fémur y la tibia, y una malla más refinada en cartílagos y meniscos, donde nos interesa analizar los esfuerzos a los que están sometidas las superficies. Siguiendo las directrices de Li et al. (2020) los elementos óseos y tejidos blandos, a excepción de los ligamentos, fueron considerados como materiales lineales y se utilizó la unidad de tetraedro lineal común de 4 nodos (C3D4). Mientras que los ligamentos, se definieron como materiales no lineales y por ello se utilizó la formulación híbrida cuadrática y el tipo de unidad fue

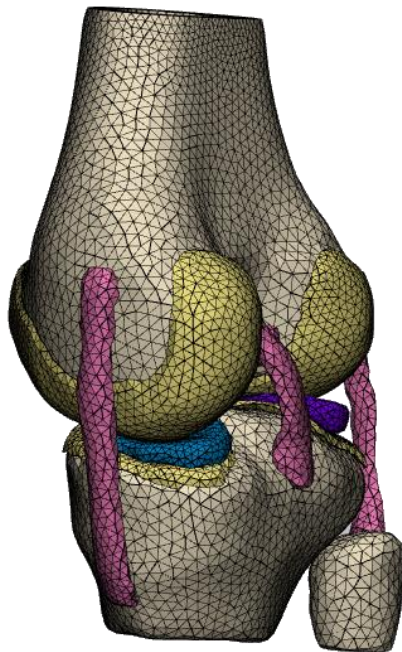


Figura 4. Modelo 3D discretizado

un tetraedro cuadrático de 10 nodos (C3D10H).

3.1. Análisis por el método de elementos finitos

Obtener una formulación capaz de predecir lo que

sucede en un medio continuo, no es factible, puesto que el número de puntos de unión en todo el dominio del sistema es infinito. En estos casos el problema solo puede resolverse haciendo uso de ecuaciones diferenciales o expresiones equivalentes con un número finito de elementos implicados. Así pues, el MEF se basa en la transformación de un problema de naturaleza continua a un modelo discreto aproximado. Para ello, el MEF divide el cuerpo continuo en un número determinado de partes, es decir, en un número finito de elementos, transformando el problema en un sistema discreto aproximado. El ensamblaje de cada elemento se produce en puntos concretos denominados nodos, y el ítem de elementos y nodos constituyen el modelo discretizado, obteniendo un sistema final con forma de malla. En estos sistemas se pueden obtener de manera exacta las deformaciones, y por tanto, el equilibrio del sistema puede representarse mediante las ecuaciones de equilibrio en las direcciones de dichas deformaciones. Para vencer la dificultad que presenta la solución de problemas continuos reales, ingenieros y matemáticos han propuesto diversos métodos de discretización. La aplicación de estos métodos hace necesario efectuar alguna aproximación de tal manera que es de esperar que la misma se acerque a la solución continua verdadera a medida que crezca el número de variables discretas (Zienkiewicz, Taylor, Zhu, y Taylor, 2013).

3.2. Modelo tridimensional de análisis

Todas las piezas que forman parte de la articulación de rodilla y componen el modelo tridimensional fueron importadas al software Abaqus CAE donde se realizó el ensamblaje del modelo 3D y se definieron las propiedades de los distintos materiales biológicos, así como, las condiciones de contorno, de contacto y de carga.

- **Propiedades de los materiales**

Para diseñar un modelo tridimensional de elementos finitos primero se definió el tipo de material, es decir, las propiedades mecánicas de los tejidos de cada una de las piezas que componen dicho modelo. Las propiedades mecánicas que se establezcan para cada tejido determinarán su comportamiento bajo la acción de diferentes estados de carga y definirán su capacidad para recuperar su forma original al cesar el esfuerzo que produzca la deformación de los tejidos. Según Peña et al. (2006) los tejidos óseos se pueden considerar como elementos rígidos que mantienen un comportamiento elástico lineal. Tomando como base los parámetros definidos por Li et al. (2020) y Zhu et al. (2020) se definió un módulo de elasticidad 7300 MPa y una relación de Poisson de 0.3 para todos los tejidos óseos. También fue necesario analizar cada uno de los tejidos blandos que componen la articulación de la rodilla por separado, atendiendo a sus características mecánicas, para poder definir la propiedad mecánica de cada tejido que mejor refleje su comportamiento

original. Peña et al. (2006); y Li et al. (2020) admitieron un comportamiento isotrópico, lineal monofásico tanto para los meniscos como para los cartílagos, con un módulo de elasticidad de 120 MPa y una relación de Poisson de 0.45. Para los cartílagos articulares se estableció un módulo de elasticidad de 15 MPa y una relación de Poisson de 0.475. Por otro lado, los ligamentos se componen de un tejido fibroso, sólido y muy elástico, cuya principal función es la de permitir el movimiento de la articulación y a su vez restringir el movimiento de los huesos frente a desplazamientos o giros excesivos, por ello, los ligamentos se definieron mediante la función energía de deformación como elementos no lineales, hiperelásticos, neo-hookeanos, transversalmente isotrópicos, casi incompresibles, utilizando la función de energía de deformación (Peña et al., 2006; Li et al., 2020).

- **Condiciones de Contacto**

Las tensiones se transmiten entre las superficies que están en contacto, de manera que cada nodo está comunicado con los nodos adyacentes y la solución en un nodo influye en la solución del resto de nodos con los que está comunicado. Así pues, es necesario garantizar un contacto adecuado entre las superficies que estén interactuando para que se transmitan las tensiones entre superficies y así obtener una solución final adecuada. Por ello, fue necesario analizar en el modelo las piezas que interactúan entre sí para definir las superficies de contacto. En este caso, se definieron todas las superficies de contacto entre los huesos y los ligamentos. Estas superficies se ubicaron en los puntos de inserción de los ligamentos en los respectivos huesos. A su vez, se definieron las superficies de contacto entre el fémur y el cartílago articular, entre el cartílago articular y los meniscos, entre los meniscos y los patillos tibiales y finalmente entre los patillos tibiales y la tibia.

Abaqus cuenta con varias opciones para definir el contacto: *surface to surface* que describe el contacto entre dos superficies deformables o entre una superficie deformable y una superficie rígida. Una de ellas denominada maestra y otra esclava, que fuerzan el contacto entre los nodos esclavos y los elementos adyacentes de la superficie maestra, o *node to surface* que fuerzan un contacto entre los nodos de la superficie esclava y los segmentos de la superficie maestra (Abaqus/CAE User's Guide (2016), 2016). Los contactos entre el cartílago articular y los meniscos, y entre los meniscos y los patillos tibiales, se definieron como *surface to surface contact (Standard)* en el *step* inicial y propagado al resto de *steps*. Esta configuración tiene una serie de implicaciones: los nodos de la superficie esclava no pueden penetrar en la superficie maestra, pero sí a la inversa, por ello se debe definir una superficie maestra, una superficie esclava y un conjunto de restricciones entre ambas. Dado que el mallado de las piezas aproximadamente tiene el mismo

grado de refinamiento, se asumió como superficie maestra aquella de mayor rigidez.

Una vez definido el tipo de contacto entre superficies, fue necesario definir la propiedad de contacto. En este caso se optó por un contacto normal a la superficie y se utilizó el algoritmo *hard contact*, que permite transmitir la presión al par de contacto siempre y cuando exista dicho contacto. Para el resto de contactos (entre el fémur y el cartílago, la tibia y los patillos tibiales y las inserciones de los ligamentos en los tejidos óseos) se establecieron uniones de tipo *Constraint Tie*, restringiendo el movimiento de la superficie esclava para que siga el movimiento de la superficie maestra, siendo de nuevo la superficie maestra la de mayor rigidez.

- **Condiciones de contorno**

Para establecer las condiciones de contorno se deben definir las restricciones de movimiento en la pieza y por tanto, es necesario crear conjuntos de nodos a los cuales se les va a restringir algún tipo de movimiento. En base al estudio realizado por Li et al., (2020) se estableció una posición de equilibrio, donde se fijaron todos los grados de libertad de traslación y rotación de la parte inferior de la tibia y la fibula a través de una restricción de tipo encastre. En el caso del fémur se restringieron, mediante la opción Desplazamiento/Rotación, todos los grados de libertad excepto el desplazamiento vertical en el eje OZ y la rotación en el eje de flexión o eje OX.

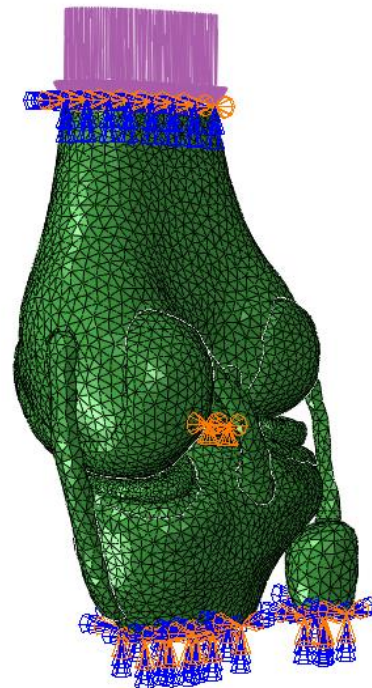


Figura 5. Modelo 3D configurado para análisis MEF

También se aplicaron restricciones a los meniscos, puesto que están unidos a la meseta tibial a través de unos pequeños ligamentos denominados "cuernos" que, su vez, están unidos a la cápsula articular en todo el contorno lateral y medial. Esta unión impide que los meniscos se desplacen en la dirección del eje izquierda-derecha o latero-lateral.

- **Condiciones de Carga**

La carga se aplicó como una carga distribuida por unidad de superficie en la superficie superior del fémur que simula el peso al que está sometida la articulación cuando se encuentra en posición de equilibrio.

4. Herramienta para el desarrollo de simulaciones MEF

El resultado final es la obtención de un modelo 3D realista de la articulación de rodilla del paciente. Se ha desarrollado un proceso de segmentación completo para la obtención, por separado, de cada pieza de la articulación de rodilla. Posteriormente se ha realizado un tratamiento de superficies logrando un acabado superficial adecuado, para poder discretizar el modelo. Esto permitió un mallado superficial y volumétrico correcto. La herramienta definitiva de análisis que nos permite realizar estudios de esfuerzos y deformaciones bajo carga fue obtenida con Abaqus/CAE 6.14-3., en el cual se ensambló la estructura y se configuraron todos los parámetros necesarios para ejecutar el análisis MEF. Una vez completado el diagrama de flujo (Figura 1) para la obtención de la herramienta de análisis se procedió a la verificación de su funcionamiento con la ejecución de una simulación bajo carga de compresión en la superficie superior del fémur de 2.2 N/mm^2 . La simulación se realizó en posición de equilibrio. El análisis fue completado con éxito y arrojó un conjunto de resultados, tensiones y deformaciones en las superficies articulares, que pueden ser comparados con los resultados obtenidos por otros autores. La superficie del fémur y de la tibia son las de mayor

rigidez y por tanto son las superficies donde se refleja una mayor tensión en comparación con otros tejidos como los cartílagos cuya rigidez es mucho menor. Li et al. (2020) y Zhang et al. (2019) obtienen una tensión de corte comprendida entre $10 \sim 14.5 \text{ MPa}$ para estas superficies de tejido óseo. También se obtienen valores de tensión de corte en las superficies de los meniscos comprendidos entre $16 \sim 23 \text{ MPa}$, para las lesiones de desgarro de menisco analizadas por dichos autores. En un análisis comparativo, podemos ver, que la herramienta de análisis obtenida en nuestro estudio (figura 6) proporciona resultados dentro del rango de tensiones obtenidas por otros autores. Esto implica que se ha obtenido una herramienta apta para el análisis de tensiones y deformaciones (figura 5) que nos permitirá analizar las implicaciones de una malformación de menisco discoideo completo, en futuros análisis, con variación de carga y rodilla en posición de equilibrio y flexionada.

5. Conclusiones

Las tecnologías de última generación han sido esenciales para el avance de investigaciones biomecánicas. La combinación del CAD y del CAE han permitido el desarrollo de modelos tridimensionales a través del procesamiento de imágenes médicas provenientes de diferentes pruebas clínicas como el TAC y la RM. Estos modelos 3D combinados con métodos matemáticos como el MEF, suponen una herramienta de análisis fundamental para la obtención de información del comportamiento mecánico de los diferentes tejidos biológicos.

Los meniscos son dos piezas imprescindibles en la distribución de cargas de la articulación de la rodilla y juegan un papel fundamental en la protección de las superficies articulares (Zhu et al., 2020), por ello, es importante analizar el daño que puede producir un comportamiento inadecuado de los meniscos. A día de hoy realizar ensayos experimentales para analizar el

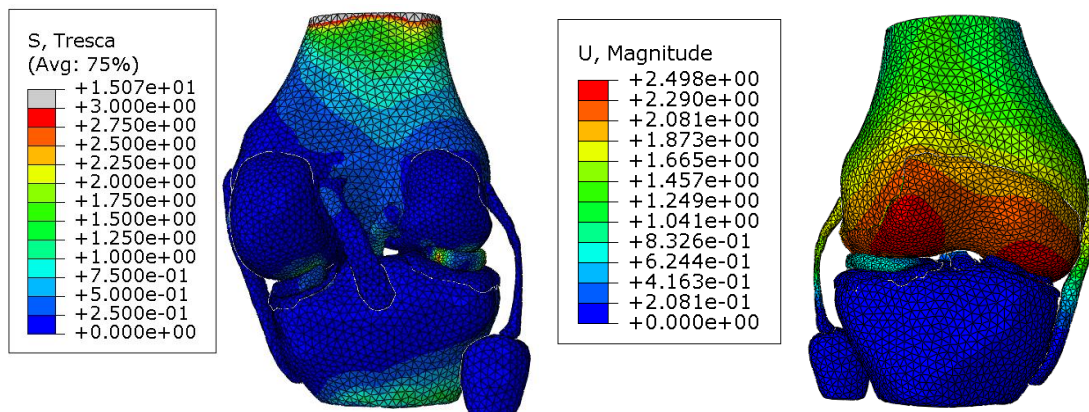


Figura 6. Resultados: drcha.: tensiones de Von Mises de la articulación, izqda.: desplazamientos

comportamiento de una articulación de rodilla sería inviable. Sin embargo, gracias al desarrollo de modelos tridimensionales podemos estudiar de una forma aproximada el comportamiento de las diversas patologías que se pueden producir en la misma.

La metodología empleada en este estudio ha permitido la obtención de un modelo tridimensional de una articulación de rodilla de un paciente que presenta una malformación de menisco discoideo lateral completo. En este modelo tridimensional se configuraron todas las propiedades mecánicas que definen el funcionamiento de una articulación de rodilla y se ha demostrado que dicho modelo es adecuado como herramienta de análisis para el estudio del comportamiento mecánico de la articulación bajo la influencia del menisco discoideo lateral.

6. Agradecimientos

A mis tutoras del programa de Doctorado en Investigación en Tecnologías Industriales de la ETS de Ingenieros Industriales de la UNED, Miryam y María Teresa, por la orientación y el apoyo recibido.

7. Referencias

- 3-matic. (2022). Materialise. <https://acortar.link/wi4Sjq>
- Abaqus/CAE User's Guide (2016). (2016). <http://130.149.89.49:2080/v2016/books/usi/default.htm?startat=pt03ch15s13s01.html>. <http://130.149.89.49:2080/v2016/books/usi/default.htm?startat=pt03ch15s13s01.html>
- Dayrell Gomes Da Costa, A., Pimenta De Araújo, C. T., Rocha, R. L., Isolani, C. P., Noritomi, P. Y., & Mesquita, M. F. (2022). Biomechanics of internal connection in mandibular implant-supported prosthesis under effect of loadings and number of implants: A 3D finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*, 105755. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2022.105755>
- Ebrahimkhani, M., Arjmand, N., & Shirazi-Adl, A. (2022). Adjacent segments biomechanics following lumbar fusion surgery: a musculoskeletal finite element model study. *European Spine Journal*, 31(7), 1630–1639. <https://doi.org/10.1007/s00586-022-07262-3>
- Halonen, K., Mononen, M., Jurvelin, J., Töyräs, J., Salo, J., & Korhonen, R. (2014). Deformation of articular cartilage during static loading of a knee joint – Experimental and finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 47(10), 2467–2474. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.013>
- Li, L., Yang, L., Zhang, K., Zhu, L., Wang, X., & Jiang, Q. (2020). Three-dimensional finite-element analysis of aggravating medial meniscus tears on knee osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Translation*, 20, 47–55. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2019.06.007>
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M., & Doblaré, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1686–1701. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.030>
- Peña, E., Calvo, 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*, 20(5), 498–507. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.01.009>
- Ramírez, J., Isaza, J., Vélez, J., & Mariaka, I. (2012b). BONE DEMINERALIZATION DUE TO THE USE OF EXOPROSTHESIS. *Journal of Biomechanics*, 45, S87. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(12\)70088-x](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(12)70088-x)
- Rapun Lopez, M., Olmedillas, H., Pradas De La Fuente, F., Gómez-Cabello, A., González-Agüero, A., Casajús, J. A., & Vicente-Rodríguez, G. (2017). Metabolismo óseo en población infantil y adolescente deportista: revisión sistemática. *Nutrición Hospitalaria*. <https://doi.org/10.20960/nh.1109>
- Zhang, K., Li, L., Yang, L., Shi, J., Zhu, L., Liang, H., Wang, X., Yang, X., & Jiang, Q. (2019). The biomechanical changes of load distribution with longitudinal tears of meniscal horns on knee joint: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-019-1255-1>
- Zhang, M., Zhang, K., & Gong, H. (2021). Biomechanical Effects of Tibial Stems with Different Structures on Human Knee Joint after Total Knee Arthroplasty: A Finite Element Analysis. *Journal of Bionic Engineering*, 19(1), 197–208. <https://doi.org/10.1007/s42235-021-00103-x>
- Zhu, L. Y., Cheng, M., Sun, W. C., Yang, J. Q., Li, L., & Jiang, Q. (2020). Influence of deformed primitive architecture on mechanical behavior of artificial porous meniscus. *Materials & Design*, 186, 108303. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.108303>
- Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., Zhu, J. Z., y Taylor, R. L. (2013). *The Finite Element Method* (7.a ed.). London, United Kingdom: Butterworth-Heinemann.