



Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)

# PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN 2019 MEMORIA DEL PROYECTO Nº 05

# 1. DATOS DEL PROYECTO

Título: Evaluación de la influencia de las alineaciones varo-valgo y GAPs en las tensiones óseas internas tras una ATR

Investigador responsable: Jorge Roces García

Tfno: 661557811

E-mail: rocesjorge@uniovi.es

Otros investigadores: -

Empresas o instituciones colaboradoras: MBA Incorporado

# 2. MEMORIA DESCRIPTIVA DEL PROYECTO

# 2.1 Resumen ejecutivo

- Objetivo: Evaluación de la influencia de la alineación varo-valgo y los GAPs (espacios entre fémur y tibia en las zonas medial y lateral) en la evolución tensional del tejido óseo tras una artroplastia total de rodilla, utilizando modelos de elementos finitos y comparando los resultados con los datos clínicos de navegación y calidad de vida de bases de datos de pacientes intervenidos con prótesis APEX<sup>®</sup>.
- Material y métodos: Se generan modelos de la articulación de rodilla partiendo de imágenes tomográficas de la base de datos del *Visible Human Project*, obteniendo los modelos óseos, así como las partes blandas (ligamentos, meniscos y tendones). Se procesan los modelos generando un modelo de sólidos de la rodilla pre-intervenida en extensión completa y otro en flexión de 60 grados. Se realizan intervenciones quirúrgicas virtuales, para generar modelos post-intervención con alineación completa de los ejes mecánicos (GAP 0) y con alineaciones mecánicas en valgo y varo (GAP 4 mm), tanto en extensión como en flexión, siguiendo las indicaciones del manual de técnica quirúrgica del grupo APEX® y asesorados por un traumatólogo experto. Posteriormente, se realiza un mallado de los modelos y se asignan las propiedades óseas a cada nodo de la malla. Se realizan las simulaciones de elementos finitos, se extrae un cálculo de nivel tensional por zonas características, de importancia en la articulación de la rodilla, y se compara con los valores del modelo de referencia, obteniéndose las desviaciones tensionales provocadas por la incorporación de la prótesis. Paralelamente se han analizado los datos clínicos de 159 pacientes intervenidos mediante cirugía navegada de la prótesis APEX®. Contienen los datos recogidos durante la intervención quirúrgica (posiciones, alineaciones y gaps), así como los resultados de los test AKS





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)

(rodilla y funcional), WOMAC (dolor, rigidez y capacidad funcional) y SF12V2 (físico y mental) a los tres y 12 meses tras la intervención. Los datos se dividen entre los pacientes intervenidos logrando unos valores de varo-valgo **menores o iguales** que **3mm** y los de valores de varo-valgo **mayores** de **3mm**. Finalmente, los resultados del estudio clínico se comparan con las variaciones tensionales obtenidas en los análisis de elementos finitos.

- **Resultados**: En el **análisis de elementos finitos** se estudia el nivel tensional en 12 zonas: 7 en el fémur y 5 en la tibia. Tras la comparación de los datos de las simulaciones pre y post-intervención, se considera como mejor, aquel caso en el que la variación tensional sea menor (considerando el estado pre-intervención como correcto). Se obtiene que en extensión completa el modelo GAP 4 varo ofrece mejores resultados en ocho de las zonas, el modelo GAP 4 valgo en tres de ellas y el modelo GAP 0 en una. Para el caso en flexión a 60 grados, el modelo GAP 0 ofrece mejores resultados en siete zonas, el modelo GAP 4 varo en cuatro de ellas y el modelo GAP 4 valgo en dos. En el **análisis estadístico** de los **datos clínicos**, se obtienen resultados significativamente relevantes en 4 de los 14 resultados de los test en el supuesto de extensión completa, siendo dos favorables para el caso de GAP menor o igual de 3 mm y dos para el caso de GAP mayor de 3 mm, uno para el caso de GAP mayor de 3 mm.
- Conclusión: En vista a los resultados obtenidos tanto en los ensayos por elementos finitos como en el análisis estadístico de los datos clínicos, no existen evidencias suficientes para determinar como mejor técnica la alineación completa de los ejes mecánicos en la artroplastia total de rodilla, siguiendo la línea de los datos presentados en los diferentes artículos del grupo de investigación APEX<sup>®</sup>.

# 2.2 Objetivos iniciales del proyecto y grado de consecución

Los **objetivos iniciales** del proyecto eran dos. El primero consistía en la generación de modelos óseos suavizados de elementos finitos, con la información necesaria para calcular las tensiones óseas en una articulación de rodilla y que permitiesen evaluar la influencia en el posicionamiento y alineaciones de una prótesis de una ATR en las tensiones óseas internas y la distribución de las mismas. El segundo era la utilización de esos modelos para el estudio de las alineaciones (GAPs) en sustituciones totales de la rodilla con la prótesis APEX<sup>®</sup>, comparando los resultados con los datos clínicos de seguimiento obtenidos en los últimos años por el Grupo de Rodilla del MBA Institute.

Dichos objetivos se han conseguido, y adicionalmente se han desarrollado otras tres acciones:

- Generación de modelos suavizados con tejidos blandos (ligamentos, cartílago, meniscos y tendones) para el estudio en un futuro de modelos más completos.
- Impresión 3D de modelos articulares de rodilla, aprovechando los modelos virtuales generados en las primeras fases del proyecto.
- Desarrollo de la metodología para el estudio de la remodelación ósea empleando modelos de mallados no homogéneos, realizando una simulación de la interacción de la prótesis sobre la tibia.





2.3 Tareas realizadas

Las tareas y fechas de consecución de los objetivos de cada una de ellas se han ajustado a la planificación inicial del proyecto.

• Fase 1 · Documentación · SEP 2019.

Acopio de documentación bibliográfica, tomografías y dispositivos protésicos comercializados por la empresa. Establecimiento de las condiciones de contorno del estudio.

• Fase 2 · Generación de modelos · SEP OCT 2019.

Preparación y segmentación de las tomografías, generación de los modelos óseos de la rodilla y modelado paramétrico de las prótesis de rodilla que se utilizarán en la investigación. Simulación de la intervención quirúrgica en un entorno de CAD.

• Fase 3 · Simulación FE · NOV 2019.

Cálculos tensionales del modelo de rodilla y del conjunto huesos-prótesis. Comparación de las tensiones óseas de los casos de estudio y de la distribución de cargas sobre los cóndilos.

• Fase 4 · Análisis de las simulaciones · DIC 2019.

Análisis de los resultados y comparación con los estudios clínicos previos. Establecimiento de las conclusiones y líneas futuras de la investigación.

• Fase 5 · Redacción final · DIC 2019.

Redacción de la memoria final del proyecto.

# 2.4 Resultados del proyecto

En este apartado se establecerán los antecedentes del estudio generado en el presente proyecto, la metodología seguida, los resultados obtenidos y las conclusiones generales.

# 2.4.1 Antecedentes

La osteoartritis, especialmente en la articulación de la rodilla, es una de las enfermedades más comunes en la población mundial (Murray et al. 2012; Vos et al. 2012). Para las personas que sufren una osteoartritis avanzada en la rodilla, dolencia que disminuye su calidad de vida (Ethgen et al. 2004), la artroplastia total de rodilla (ATR) es uno de los tratamientos quirúrgicos más comunes (Bruyère et al. 2019), siendo uno de los que ofrece mejores resultados a largo plazo (Liu et al. 2018). En el año 2017 fueron realizadas un total de 46.844 intervenciones de ATR (MSCBS 2017), existiendo una previsión de que este tipo de procedimientos siga aumentando (Culliford et al. 2015; Guerrero-Ludueña et al. 2016).

A lo largo de las últimas décadas se han desarrollado nuevos modelos protésicos de la articulación de rodilla, ofreciendo a día de hoy resultados muy similares (Heim et al. 2001; Carr & Goswami 2009; Pianigiani et al. 2012). Este hecho hace que el éxito final de una ATR no esté determinado por el modelo empleado, si no por las complicaciones que pueden surgir debido a la intervención, entre las que se encuentra la inestabilidad o dislocación de la prótesis (afecta en torno al 1-2% de pacientes), siendo la tercera causa de fallo de una ATR (Atkinson 2017).

Una de las causas de inestabilidad de los elementos protésicos es una incorrecta alineación durante el procedimiento quirúrgico. Esta es una de las principales causas de insatisfacción en pacientes tras una artroplastia total





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)

de rodilla (Bell et al. 2014; Atkinson 2017) causando además de inestabilidad, dolor, acortando la vida del implante e incluso haciendo necesaria una cirugía de revisión (Ritter et al. 2011; Kim et al. 2014).

La alineación con los ejes mecánicos es el método más extendido, y permite mantener el eje mecánico de la pierna en el plano coronal. En comparación con los sistemas tradicionales, se ha probado que los sistemas cirugía navegada permiten incrementar la precisión en la intervención (Matziolis et al. 2007; Hernandez-Vaquero et al. 2017), facilitando una correcta alineación de la prótesis y favoreciendo una mayor y más rápida recuperación funcional de los pacientes (Lehnen et al. 2011; Revenga Giertych 2014; Martín-Hernández et al. 2018).

Los estudios de medicina basados en la simulación y el desarrollo de modelos complejos de estructuras biológicas están muy extendidos en la ingeniería biomecánica y la investigación clínica. Las publicaciones de estudios que emplean elementos finitos para estructuras biomecánicas se han incrementado enormemente en los últimos años (Erdemir et al. 2012). Los investigadores del presente proyecto han trabajado los últimos tres años con modelos de elementos finitos basados en la generación sistemática de modelos óseos de voxeles, tanto en la articulación de la cadera, como en la articulación de la rodilla. Pero, aunque estos modelos de voxeles permiten la realización de simulaciones tensionales con bajo coste computacional, manteniendo la precisión de los resultados (Roces-García et al. 2016), presentan ciertas limitaciones en estudios donde se requieren superficies de contacto suavizadas o movimientos entre componentes. En cambio, los modelos suavizados de mallas permiten este tipo de estudios, siempre y cuando se establezcan criterios cuantitativos para garantizar la calidad de dichos modelos. Para validar los análisis de elementos finitos del presente estudio se ha optado por seguir los criterios que cuantifican la calidad de la malla en función de varios parámetros (Burkhart et al. 2013).

El presente estudio se ha realizado con el objetivo de establecer una metodología de creación de modelos de mallas suavizados que permitan la realización de simulaciones mediante métodos de elementos finitos. En concreto, en este proyecto se ha estudiado la influencia del posicionamiento protésico en la evolución tensional del tejido óseo, designando como correctamente intervenidos aquellos casos en los que el GAP en valor absoluto es menor o igual de 3 mm e incorrectamente intervenidos aquellos con un GAP mayor de 3 mm. En los modelos de elementos finitos se ha establecido como intervención correcta aquella con un GAP de 0 mm, y dos casos incorrectos, uno de 4 mm de GAP en valgo y otro de 4 mm de GAP en varo. Posteriormente, se comparan los resultados con los datos clínicos pre y post operatorios en una TKR empleando una prótesis APEX<sup>®</sup> junto con una cirugía con navegación, y los datos obtenidos mediante los cuestionarios WOMAC, KSS y SF12 de la evolución de cada paciente a los 3 y 12 meses.

# 2.4.2 Materiales y métodos

Para el presente estudio se han empleado los datos públicos del *Visible Human Project* de la biblioteca nacional de medicina de los Estados Unidos (NIH 1995), de los que se han obtenido las imágenes tomográficas de la mujer visible. Se han empleado las imágenes correspondientes a los miembros inferiores, 1050 tomografías interespaciadas 1 mm, de 512x512 pixeles. Estas imágenes se importan en 3D Slicer<sup>®</sup>, un software de acceso gratuito para la manipulación de imágenes médicas.

Desde 3D Slicer<sup>®</sup> se obtienen varios modelos, estudiando solamente la pierna izquierda. Por una parte, se genera un modelo de los huesos tibia y fémur en longitud completa, que será necesario para calcular los ejes mecánicos de la pierna, sobre los que se guiará la cirugía posterior. Se crea, también, un modelo reducido de la zona de la rodilla, sobre el que se realizaran los ensayos de elementos finitos. Por último, se genera un modelo de las partes blandas, del que se emplearán los meniscos y el ligamento rotuliano en el presente estudio. Desde 3D Slicer<sup>®</sup> se exporta cada uno de los modelos de superficies.





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)



3D Slicer<sup>®</sup> · Segmentación del modelo reducido de rodilla · Tomografías 390 a 640

El sistema protésico utilizado se denomina APEX<sup>®</sup> de la compañía Corin<sup>®</sup>. Se trata de un modelo asimétrico con muy buenos resultados clínicos. En el caso de estudio se emplea un modelo con retención de ligamento cruzado (prótesis CR), ajustando el tamaño (4) al modelo óseo generado. Se ha firmado un contrato NDA con Corin<sup>®</sup> para la utilización de sus modelos en el estudio.



Prótesis APEX<sup>®</sup> CR · De izquierda a derecha: Componente Femoral (CF), Inserto (I) y Bandeja Tibial (BT)

La validación de los resultados de las simulaciones se ha realizado con una amplia base de datos de pacientes intervenidos empleando la misma prótesis APEX<sup>®</sup>. Esta base de datos se ha creado por el *Grupo de Rodilla del MBA Institute*. En ella figuran los datos del navegador quirúrgico que se empleó durante la cirugía, tanto en extensión completa como en flexión (alineación de ejes mecánicos y GAPs) así como los datos de seguimiento a 3 meses y un año a través de los test AKS (rodilla y funcional), WOMAC (dolor, rigidez y capacidad funcional) y SF12V2 (físico y mental).





#### Casos de estudio

Los datos del estudio clínico del grupo APEX<sup>®</sup> comparan pacientes con GAPs en valor absoluto (no distingue desviaciones en varo o en valgo) menor o igual a 3mm y mayores de 3mm. Para este proyecto, y en consenso con empresa MBA Incorporado, se ha tomado para el caso de GAP menor o igual a 3 mm el caso de alineación completa de los ejes mecánicos, con diferencias de GAP medial y lateral de 0 mm, y para el caso de GAP mayor que 3 mm, dos casos, uno con desviación en varo y otro en valgo, con unas diferencias de GAP medial y lateral de 4 mm. Así, se generan 8 modelos para su análisis por elementos finitos: 4 modelos en extensión completa (modelo preintervención, modelo GAP 0 mm, modelo GAP 4 mm valgo y modelo GAP 4 mm varo) y 4 modelos en flexión a 60° (modelo preintervención, modelo GAP 0 mm, modelo GAP 0 mm, modelo GAP 4 mm valgo y modelo GAP 4 mm varo).

#### Generación de modelos de elementos finitos

Se han segmentado las imágenes tomográficas, generando una superficie basada en una ventana o rango de propiedades de tejidos. Esto implica que se crearon superficies exteriores del hueso e interiores, en la frontera entre tejido cortical y tejido trabecular. Los modelos de superficies generados en 3D Slicer<sup>®</sup> se importan en ANSYS<sup>®</sup> Spaceclaim<sup>®</sup> con el objetivo de prepararlos para las siguientes fases de trabajo. Se elimina la oquedad del hueso y se convierte el modelo de superficies en un modelo sólido, en el que se podrán realizar posteriormente los cortes necesarios para la intervención quirúrgica virtual.



ANSYS® Spaceclaim® · Modelo de superficies del fémur distal, con hueco en la zona trabecular

Dado que es necesario conocer los ejes anatómicos y mecánicos para poder trabajar con los alineamientos de la prótesis, se genera un modelo completo en la posición natural del fémur y de la tibia. En él, siguiendo las indicaciones de estudios previos (LaPrade, Morgan, et al. 2007; LaPrade, Engebretsen, et al. 2007; Victor et al. 2009) se calculan los ejes mecánicos del miembro inferior, que serán empleados para calcular las diferentes posiciones de la prótesis durante la TKR virtual.





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)



Izquierda · Ejes mecánicos en ANSYS® Spaceclaim® - Derecha · Guía de obtención de ejes mecánicos

Midiendo las desviaciones entre los ejes mecánicos de tibia y fémur se obtiene que el modelo preintervenido presenta en el plano frontal una desviación de 1,58° en varo, y en el plano lateral un ángulo de extensión de 177,07°, que implica una desviación de 2,93° respecto a la extensión completa.



ANSYS® Spaceclaim® · Modelo en extensión completa

En dicho modelo se miden también los GAPs iniciales en las zonas medial y lateral. El modelo preintervenido presenta un GAP de 1,9 mm en la zona medial, y un GAP de 4,5 mm en la zona lateral ( $\Delta$ GAP en valor absoluto de 2,6mm)







ANSYS® Spaceclaim® · GAP medial (izq) y GAP lateral (dch)

Se crea también el modelo de referencia del caso de flexión a 60°. Se gira el fémur (respecto del centro de rotación de los cóndilos) 60° en el eje X, 5° en el eje Y, y 2.2° en el eje Z. Con estos movimientos se genera un GAP medial de 1,41 mm y un GAP lateral de 2,07 mm ( $\Delta$ GAP en valor absoluto de 0,66 mm).



ANSYS® Spaceclaim® · Modelo en flexión a 60°

En el caso de la articulación de la rodilla, además del modelado del fémur y la tibia, es necesario generar modelos de otros elementos. Por una parte, para el estudio en los casos pre intervención (extensión completa y flexión a 60°), es necesaria la creación de modelos de los meniscos. Por otra, para todos los casos de flexión a 60°, es necesario crear un modelo de la rótula y del ligamento rotuliano, ya que a través de él se transmitirá una de las cargas importantes de las condiciones de contorno.





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)



ANSYS® Spaceclaim® · Modelo con flexión de 60°, modelos meniscos, rótula y ligamento rotuliano y ensamblaje

El elemento protésico ha sido suministrado por la compañía Corin<sup>®</sup> como modelo de superficies. Se ha importado en Spaceclaim<sup>®</sup> para convertirlo en un modelo de sólidos utilizable en el proyecto. Se genera un modelo en posición de extensión completa y un modelo para el caso de flexión a 60°.



ANSYS® Spaceclaim® · Prótesis en extensión (Izquierda) y prótesis en flexión a 60°(derecha)

Las intervenciones quirúrgicas virtuales se implementan siguiendo el manual de técnica quirúrgica de APEX<sup>®</sup>. En primer lugar, se realizan los cortes en la tibia: un corte en la zona proximal de la tibia y una perforación en la misma, para alojar la quilla tibial. En segundo lugar, se realizan los cortes en el fémur: un corte en la zona distal, un corte frontal anterior, un corte frontal posterior, un corte inclinado anterior, un corte inclinado posterior y dos perforaciones para los tetones del componente femoral.







ANSYS<sup>®</sup> Spaceclaim<sup>®</sup> · Cortes y posicionado de la prótesis

La creación del mallado de elementos finitos de todos modelos generados se realiza en ANSYS<sup>®</sup> Workbench<sup>®</sup>. Se realiza el mallado de todos los elementos óseos, tejido blando y prótesis de forma que los nodos de las superficies de contacto se compartan. Para elegir el tipo de mallado se siguen las indicaciones de distintas publicaciones (Erdemir et al. 2012; Burkhart et al. 2013). Se ha realizado un estudio comparativo de la incidencia de cada parámetro del mallado en los parámetros de control de calidad de malla, *Element quality* y *Aspect ratio*:

- Referencia física: Mecánica, mecánica no lineal, electromagnética y explicita.
- Orden de elemento: Lineal y cuadrática
- Tamaño del elemento: Automático, tamaño del facetado, mitad del facetado y doble del facetado.
- Suavizado: Bajo, medio y alto
- Objetivo de calidad: Automático (0.05), 0.1, 0.5, 0.75, 0.9
- Inflación automática: **desactivado**, espesor total, espesor de la primera capa, transición suave, primer aspect ratio, último aspect ratio.
- Opciones de inflación: espesor total (se aplica el tamaño máximo del facetado)
- Dimensionado: crecimiento adaptativo: activado / desactivado
- Tasa de crecimiento: 1, 1.1, predeterminado (1.2), 1.5
- Defeature size: menor que el facetado, **igual que el facetado**, mayor que el facetado.

Para asignar las propiedades al material óseo heterogéneo se emplea Bonemat<sup>®</sup>, un programa de acceso libre que asocia un mallado a una serie de imágenes tomográficas. Con un correcto posicionado de los mallados, permite extraer las propiedades físicas de cada nodo de la malla, según las Unidades Hounsfield de los pixeles de las imágenes tomográficas cercanos al nodo correspondiente.





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)



Bonemat® · Superposición de mallado con tomografías en el caso preoperatorio en extensión

Para realizar los ensayos de elementos finitos, se importan todos los mallados a ANSYS<sup>®</sup> Workbench<sup>®</sup>. Aunque los modelos óseos ya poseen las propiedades mecánicas asignadas, para el resto de modelos (prótesis, ligamentos, meniscos) se asignan manualmente las propiedades de cada material.

Project Schematic	
A C C C C C C C C C C C C C C C C C C C	
1 D 2 Stop Tola	
1 Charge Road   2 Status   8.0.0 2	
H E   1 Chrise Rodi 1   2 Brancing Data 2   Upprents Rodilero 3 Rodi   V Handi V   Hechanoli Hold Hechanoli Hold	
2 Channel Kladi 2 Channel Kladi 3 Maraces Enterio Menaces Enterio	
L M 1 Christikaal 2 Statu Statu Heraschotens Menaschotens	0,00 50,00 100,00 (mm) 25,00 75,00

ANSYS® Workbench® · Análisis MEF para el caso preintervención a flexión 60°

Para la elección de las condiciones de contorno (cargas y fijaciones) se han empleado las descritas en la norma ISO 14243-3, que establece las fuerzas y restricciones aplicables en ensayos de la articulación de rodilla y a elementos protésicos en una cirugía ATR.

# Zonas tensionales de comparación

Ya que no es posible comparación directa de los elementos de los distintos modelos, al existir para cada uno de los casos de estudio un mallado diferente, se determinan zonas tensionales de interés en los casos de extensión completa y flexión a 60°, siguiendo indicaciones de estudios previos (Soininvaara et al. 2013). Desde ANSYS®





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)

Workbench se exportan los resultados de cada uno de las simulaciones: posición XYZ de cada elemento y su tensión Von-Mises. Se definen 12 zonas tensionales de estudio:

- **Tibia**: zona periprotésica lateral anterior (PLA), zona periprotésica lateral posterior (PLP), zona periprotésica medial anterior (PMA), zona periprotésica medial posterior (PMP) y zona tibial proximal (TP).
- **Fémur**: zona condilar lateral anterior (CLA), zona condilar lateral media (CLM), zona condilar lateral posterior (CLP), zona condilar medial anterior (CMA), zona condilar medial media (CMM), zona condilar medial posterior (CMP) y zona femoral distal (FD)



Zonas tensionales · Casos fe extensión completa y flexión 60°

# 2.4.3 Resultados

En este apartado se describen los resultados obtenidos en el proyecto, estructurando la información en cinco secciones: Calidad de los mallados en los modelos generados y su utilización en las simulaciones de elementos finitos, los resultados de comparación de las tensiones internas óseas pre y post-intervención, la generación de modelos complejos con tejidos blandos, la impresión 3D de modelos demostrativos y la creación de una metodología para la aplicación de algoritmos de remodelación ósea a este tipo de simulaciones del comportamiento biomecánico.

#### Resultados de calidad de mallados

Controlando los parámetros de mallado del programa, se ha conseguido que todos los modelos cumplan los estándares de calidad de mallado, un valor de *Element quality* superior a **0,6** y un valor de *Aspect ratio* inferior a **10**. En la siguiente tabla se resumen los datos de los ocho casos de estudio:

Caso	Elementos	Nodos	Element Quality	Aspect Ratio
Preintervención ext	625.682	135.769	0,7947	2,06
GAP 0 ext	661.249	151.921	0,6210	4,87
GAP 4 varo ext	679.233	156.987	0,6275	6,89
GAP 4 valgo ext	654.016	150.584	0,6475	4,92
Preintervención flex	533.195	113.811	0,8091	2,00
GAP 0 flex	644.448	142.713	0,7209	3,13
GAP 4 varo flex	644.424	142.702	0,7209	3,13
GAP 4 valgo flex	645.125	142.830	0,7207	3,13

Datos de mallado y calidad de mallado





Universidad de Oviedo Universidá d'Uviéu University of Oviedo

#### Análisis tensional y comparación con el seguimiento clínico

Se han simulado los ocho casos de estudio, obteniéndose la tensión equivalente Von-Mises de cada nodo, junto con su localización en el espacio de referencia (X, Y, Z). Estos resultados se han exportado a archivos de Excel<sup>®</sup> para su posterior procesado y comparación con los resultados del seguimiento clínico.



ANSYS® Workbench® · Resultados del ensayo MEF para el caso preintervención a flexión 60°

Para realizar una evaluación cuantitativa del estado tensional interno óseo, se han calculado los valores medios de las tensiones en determinadas zonas de interés de la articulación de la rodilla (tal y como se describieron anteriormente). Se ha implementado, mediante programación VBA en Excel<sup>®</sup>, una rutina que calcula las medias de cada zona, realizando una exploración de los nodos comparables.

<b>⊟ 5</b> • ⊂																			
chivo Inic	io Insertar	Diseño de p	página Fórm	ulas Datos	Revisar	Vista Desarroll	idor 🛛 ¿Qué desea hacer?											tor Manuel Cele	mín Mohedan
💐 🔏 Corti	e Cal	bri	• 11 • A 4	· ==-	· m - 18	Aiustar texto	General •		Normal	But	no	Incorrecto	Neutral	Cálc	ulo	- 📰 S	🔭 👘	∑ Autosum	• · Aw
🗌 🕞 Copi	M *						TTT as an at at fee	🕑 🖓	COLUMN TWO	-	da uda end	Entrada	Madag	E alla	4.	leverter file	inian fermate	Relienar :	Cudenary
" 🔸 Copi	ar formato N	K 2 - 1	🗉 +   💁 - 🔺	· [ 티페크		Combinar y centrar	- 96 000 38 48 For	cional • como table	Celcuid	· co Cel	da vincul	Entrada	Notas	Salic	da	v v	minar Formato	e Borrar *	filtrar*
Portapapel	es 6	Fuer	nte	6	Alineaci	ón	rs Número rs				Estile	6				0	eldas		Modificar
		< Jr	omax rotura																
A	8	с	D		- F - 1	G H	1	1	ĸ	L .	M	N	0	P	Q	R	5	т	U
579363	Elemento	PosX	PosY	PosZ	0 <sub>mm</sub>			Coordenada	s del centro	del volumer	1	Dimensiones			Esquina A			Esquina B	
	540026	336.27	247.64	581.49	4.98		Region	X	Y	Z	X	Y	2	×	Y	Z	×	Y	Z
	391542	354.03	229.05	623.15	9.91		Femur Distal	328.1482	236.229	563.0516	58.44	39,5015	44	298.9282	216.47825	541.0516	357,3682	255.97975	585.0516
	514246	340.21	253.12	546.09	14.88		Cond Lat Anterior	342,7357	228.1359	517,0516	35,305	18.1354	48	325.0832	219.0682	493.0516	360,3882	237,2036	541.0510
	549231	354.17	235,93	562.53	22.34		Cond Lat Medio	344,9307	246.5463	517.0516	39,695	18.6854	48	325.0832	237,2036	493.0516	364,7782	255,889	541.0510
	457767	352,66	224,72	617,63	12,17		Cond Lat Posterior	345,4307	269,5494	517,0516	40,695	27,3208	48	325,0832	255,889	493,0516	365,7782	283,2098	541,051
	360309	330,63	249,15	552,14	7,10		Cond Med Anterior	308,6257	227,8409	517,0516	32,915	18,7254	48	292,1682	218,4782	493,0516	325,0832	237,2036	541,051
	514360	325,05	239,98	589	0,69		Cond Med Medio	304,7357	246,5463	517,0516	40,695	18,6854	48	284,3882	237,2036	493,0516	325,0832	255,889	541,051
	360280	333,29	248,85	555,2	7,55		Cond Med Posterior	304,5307	269,3794	517,0516	41,105	26,9808	48	283,9782	255,889	493,0516	325,0832	282,8698	541,051
	514104	328,71	243,13	586	2,31		Tible Periprot Let Anterior	345,4507	244,5536	469,0516	38,655	30,7908	40	326,1232	229,1582	449,0516	364,7782	259,949	489,051
	420334	329,79	248,54	558,05	4,87		Tibia Periprot Lat Posterior	345,4457	275,7494	469,0516	38,645	31,6008	40	326,1232	259,949	449,0516	364,7682	291,5498	489,051
	295564	354,75	226,32	617,81	11,99		Tibia Periprot Med Anterior	306,5807	245,4636	469,0516	39,085	28,9708	40	287,0382	230,9782	449,0516	326,1232	259,949	489,051
	420387	347,65	248,24	622	6,91		Tibia Periprot Med Posterior	306,6357	271,9744	469,0516	38,975	24,051	40	287,1482	259,9489	449,0516	326,1232	283,9999	489,051
	514410	352,19	227,89	607,69	13,29		Tibia Proximal	328,9382	251,634	431,5517	54,04	42,2915	35	301,9182	230,48825	414,0517	355,9582	272,77975	449,051
	391615	337,48	225,9	620,56	7,39														
	378628	349,69	225,98	599,05	14,22		Región	Elementos	OMAX	Own	0,,						OMAX TOUR	Ocomección	
	378855	348,23	249,71	563,24	15,14		Femur Distal	76915	34,1800	0,0405	3,72196	1					200	175	1
	360119	338,65	248,59	565,18	9,16		Cond Lat Anterior	27257	32,1970	0,0322	3,73111								
	237962	349,47	224,3	582,61	21,10		Cond Lat Medio	37302	23,9850	0,1198	2,97855								
	420299	311,37	231,95	553,98	6,87		Cond Lat Posterior	37951	24,6580	0,0423	2,30083		Calculo	de zonas ten	sionales				
	457957	350,17	247,51	574,84	13,91		Cond Med Anterior	22858	30,6310	0,0795	2,96589		Carcaro	00 201100 1011					
	445448	355,4	226,59	622,1	10,52		Cond Med Medio	39278	27,8580	0,0525	2,17431								
	514066	326,02	230,72	609,02	2,34		Cond Med Posterior	37952	18,2720	0,0177	2,52285								
	514431	350,41	247,61	571,51	14,78		Tibia Proximal	41944	16,9740	0,5452	4,00404								
	561081	357,48	233,76	616,58	12,37		Tibia Periprot Lat Anterior	37324	15,4330	0,0622	1,18806								
	252670	343,72	223,43	626,51	10,61		Tibia Periprot Lat Posterior	37143	30,2340	0,3294	3,30896								
	378890	346,25	224,3	547,48	29,66		Tibia Periprot Med Anterior	28814	27,3810	0,3725	2,82969								
	437226	346,11	245,54	613,87	7,92		Tibia Periprot Med Posterior	57491	64,6520	0,0995	6,12686								
	437213	320,75	226,59	565,99	9,78		Fuera de zona	97134	87,8900	0,0000	5,24877								
	514009	349,93	244,11	612,08	9,36			579363											
	513979	331,86	234,27	620,94	4,25														
	513936	355.92	238.83	601.88	15.28														

Hoja de cálculo en Excel<sup>®</sup> con programación VBA para la asignación de los elementos a zonas tensionales





Tomando como referencia los datos tensionales de los casos preintervenidos, se calcula la variación tensional para cada una de las zonas de interés. Se obtiene que, para el caso en extensión completa, el modelo en posición GAP 4 mm Varo es el que mejor resultados ofrece, presentando las tensiones más aproximadas al modelo de referencia en ocho de las doce zonas. El modelo en posición 4 mm Valgo, presenta mejores resultados en tres zonas. Por último. el modelo en alineación GAP 0 en una sola zona. Para el caso en flexión a 60°, el modelo en alineación GAP 0 presenta mejores resultados, siendo sus tensiones más aproximadas en siete de las doce zonas, seguido del modelo GAP 4 mm Varo que las presenta en cuatro y por último el modelo GAP 4 mm Valgo que presenta mejores resultados solamente en dos de las zonas.

Paralelamente, se han analizado los datos del estudio clínico de seguimiento, en función del criterio de GAP menor o igual que 3 mm y mayor que 3 mm, procesando los resultados para cada una de las puntuaciones de los test AKS (rodilla y funcional), WOMAC (dolor, rigidez y capacidad funcional) y SF12V2 (físico y mental), a los 3 meses y 12 meses de la intervención quirúrgica. Se obtienen los siguientes resultados estadísticos para los casos de extensión completa (EXT COMP) y flexión a 60° (FLEX 60°):

EXT	AKS	AKS	AFS	AKS	WO	WO	WO	WO	WO	WO	SF12	SF12	SF12	SF12
COMP	Rod	Rod	Fun	Fun	Dol	Dol	Rig	Rig	CF	CF	Fis	Fis	Fis	Fis
	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m
<= 3	PR	-	PR	SR	-	-	SR	NR	PR	NR	NR	NR	PR	NR
> 3	-	SR	-	-	PR	SR	-	NR	-	NR	NR	NR	NR	NR

FLEX	AKS	AKS	AFS	AKS	WO	WO	WO	WO	WO	WO	SF12	SF12	SF12	SF12
60°	Rod	Rod	Fun	Fun	Dol	Dol	Rig	Rig	CF	CF	Fis	Fis	Fis	Fis
	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m	3m	12m
<= 3	NR	NR	-	SR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
> 3	NR	NR	SR	-	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
1		1						1	1		1	1	1	I

Datos estadísticos (NR · No relevante, PR · Posiblemente relevante, **SR** · Sensiblemente Relevante)

En el caso de extensión completa, los pacientes con un GAP menor o igual a 3 mm han obtenido resultados sensiblemente mejores para dos de los test, y resultados posiblemente mejores para cuatro de ellos. Para los pacientes con un GAP mayor que 3 mm, los pacientes han obtenido resultados sensiblemente mejores para dos de los test y posiblemente mejores para uno de ellos. El resto de resultados estadísticos no presentan evidencias de una mejor alineación frente a la otra.

En el caso de flexión a 60°, los pacientes con un GAP menor o igual a 3 mm han obtenido resultados sensiblemente mejores para uno de los test. Para los pacientes con un GAP mayor que 3 mm, los pacientes han obtenido resultados sensiblemente mejores para uno de los test. El resto de resultados estadísticos no presentan evidencias de una mejor alineación frente a la otra.

# Generación de modelos de tejidos blandos

Aunque no era un objetivo inicial, el manejo del programa 3D Slicer<sup>®</sup> abrió la posibilidad de extracción desde las imágenes tomográficas otros tejidos blandos que rodean el tejido óseo en la articulación de la rodilla. Se han





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)

creado ligamentos, tendones, cartílago articular y meniscos. Estos modelos permitirán futuras investigaciones con simulaciones más completas, incluyendo este tipo de tejidos blandos, actualmente obviados o simplificados en muchos estudios biomecánicos.



Modelo articular con partes blandas: ligamentos y tendones (amarillo) y meniscos (rosa)

# Impresión de modelos de rodilla y partes blandas en 3D

La generación de modelos complejos y suavizados de la articulación de rodilla, junto con la posibilidad de exportarlos a formatos compatibles con la tecnología de fabricación aditiva, han permitido crear modelos demostrativos de la articulación de rodilla (a escala 1:2 y 1:1), empleando material plástico PLA para los elementos óseos y PLA flexible para los ligamentos, meniscos y tendones. Estos modelos pueden ser utilizados por los profesionales médicos en planificaciones preoperatorias.



Impresión 3D de modelos demostrativos de la articulación de la rodilla





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)

### Desarrollo de metodología para simular la Remodelación Ósea

El tejido óseo, al tratarse de un material vivo, experimenta cambios constantes a lo largo de la vida de cada individuo, y se ve influenciado por factores como la alimentación, actividad física, genética, sexo, etc. Este proceso de cambios microestructurales, que se denomina *Remodelación Ósea*, provoca modificaciones en la distribución de las propiedades mecánicas que componen el tejido óseo. Este fenómeno se puede simular para predecir la evolución de las características morfológicas, así como las alteraciones inducidas por implantes protésicos, que pueden desencadenar en procesos de osteoporosis, fragilización del tejido óseo, inestabilidad del implante, etc.

Para predecir la remodelación ósea, uno de los parámetros necesarios más importantes es el estado de carga del tejido óseo. Para ello, es necesario conocer la evolución de la tensión de cada elemento del modelo (pre y post intervención). En este estudio, se ha desarrollado una técnica que permite realizar mallados idénticos, que mantiene los mismos nodos y elementos tanto para el caso pre-intervención como para el post-intervención, lo que hace posible una comparación directa de su tensión. Este conocimiento permite aplicar un algoritmo de remodelación, desarrollado por los autores de este trabajo en investigaciones previas, para modificar las propiedades mecánicas de ese elemento en función de su modificación tensional, junto con otros factores del paciente.

Archive	Tricle	Incentar D	isello de página	főrmulas	Dattos	Revisar Vis	ta Desarrol	ladar Ç(C	lué desea hao	ef.																		Victor Mar	nuel Celemin M	stature S	Compartie
100	X Contar	Collect	+ 30	1000	- Inter la	6- D.M.	dar bede	General			i and i	Normal	Burns	incom	icto N	ectral .	Cilcula	10 23	3× N	Σ Auto	una - Ar	- O									
Pagar	Copiar *	NE	s . [ [ ] . ]	A					an   52.75	Formato	Der formato	Celda de co	Celda yes	Entrad	. N	itas	Salida	- 1 III	tar Eliminar Form	nato E Rafier	wr Z Orde	nary Buscar									
	& Copiar for	nato in in	* · [ ]		100.01		rightar y concus			condicional *	como tabla -									. e Borra	r* 585	ar* selection	e -								
	Capapetes	-	Fuente	÷		Abneacon		G 190	1012	9				6,014					Cetdas		Modific	LM .									
P20	•		5- =N20	*\$:56																											
1.4		c	D		1	G	н	1	J	к	L	м	N	0		Q	R	5	T	U	v	w	×	¥	2	AA	AB	AC.	AD	AE	M
	Alecc	itmo de Re	modelarid	- (man																											
	-		incole la cree																												
2	Pac	Sente		Resor	ión ósea an	wal (p)		Constan	tes R.O.		Material	O INTE	Ψ* (T.S.L.r)	Material	1 avrg	Ψ* (T.S.L.r)		Dia	tos significati	r(15		Parám	etros Sv			Cambio	n óseon				
3		M		F450	0	*			4	-		17,0393	82,30992092	15	7,5292	64,34410488		TSL MAR	62676,04379	MPa			0,002	-	Cambio	- 17	max.	color		- 1 m -	
5		0		F [55,65]	-0,91				0,02			14,3243	74,66287304	15	7,0894	74,59026587		B.R.F. MAX	21,9382789	pr pr		6	0,05		Res.L	-4	0	33			1
6				P >= 65	-0,75	%		N Rango W	0,125		4	14,0211	76,38426273	14	6,5280	76,93599943		B.LF.MIN	-0,301586732	pt			-0,07	1	Nocharge	0	0	40			14
7	Tiempo	de estudio		M < 65	0	N	_		1			12,0602	68,67502116	15	5,2542	78,43179734		# MAX	1,86373857	g/on3		•	0.08	-	Dens L	0	1	113		Ψ.	
		1		M == 65	-0,75	~		R <sub>E M</sub> MA	1	-		9,8758	58,98802274	10	5,5825	85,4503872		p Mille Su Mill	0.25566928	g/ona				-	Dens. H	1	3	150	17		
10		3000		E = 6c* (d	K/dt)=0,06*	(p/pc)*3						8,6957	58,42537431	18	3.0657	88,76872363		54 MIN	0.015573913			A mat +	8734	6,32%					1		
11				01/01	0,001515	5 5-1					9	8,1000	58,47561954	29	2,2959	124,1221805		40103 MHK	1,632527177	@/cm3		3-mat-	9639	7,05%							
12	for some horizon		-	Ec/p43	1790		int he course	and so that and the second	and the sector of the l	and the deside	10	7,8795	\$1,45540058	29	0,6927	201,7044486		do (e) Mile	-0,117072295	p/cm3		ZAmet	18373	13,45%							
	material (pro	venientes del callo	y úbicadas según	la descrito en el p	unto 3 de la ho	ga "Propiedades I	HILIARS CORT)							3. Coloria		3.0	and and the														
	1 - Retiena los	ducidos estos den E denos de la tabia,	empleands los e	existentes en las di	os hojas anterio	nas hojas "eveno ores y ordenándul	or bela on cajony	pedates moare a y comparación	CDB. W bien	onan en orden toc	botones:	1 - Relie	no de Datos	med	las	de R.	.0.														
13	2 - Realize un 3 - Opcionalm	cálculo de las ten tente se dispone d	siones medias de le un botún que p	t cada uno de los m genera un modelo	cateriales does CAD en 10 de l	s, que se emplears las variaciones de	én para construir demuidad de cada	· el tesor de referi a elemento	incle (75Lr) del	que dependerá la	R.O.		-																		
14	Material	1	2	3	4	5	6	7	1	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20										
15	Dens/dad	1,86073857	1,83508526	1,7985468	1,75924488	1,72074304	1,6801243	1,63745107	1.58411294	1,12824882	1,46974487	1,4046157	1,33733609	1,26590434	1,18441471	1,00140177	1,00133081	0.88002641	0,75563829	0.55300681	0,23586928										
17	136628	0.5	0	0,5	0	0,9	0	120629	0	0.5	0	0,5	0	0,0	9.05	10	1.0	0.05	0.0	9.0	9,2										
10	_	1	Dates de	elementos y t	ensiones				Propied	lades úseas						Algoritmo	de Remodel	ción Ósea													
20	##172	333,41	284,90	477.9	0,150	- 4,013	-5041	#1012	30	0.23540428	23,688	-0.6967	201,7044486	31,+3309981	15,21303407	-8,900298673	1.568-52	-0.09363088	-	0,23581928	30	- 0									
23	89374	320,84	248,75	384.12	7,810	0,014	0.538	89274	15	1,30140177	\$430,057	3,7547	78,43179754	0.616308089	8,823974868	-1,34023029	4,538-02	-0.11479629		2,98652548	18	- 1									
11	89016	100.04	281,81	478.84	0,314	6.022	-0.019	84279	20	0,235869038	23,088	0.4407	201,7044488	21,46432208	23,21,309607	-8.10004122	1.548-02	-0.08099539		0.225849128	30										
24	89377	342,84	255,62	472,43	1,415	6,033	0,000	85577	18	0,55300683	434,588	2,2993	124,1321805	4,088402954	15,51527256	-2,0405701	2,948.40	-0.11139052		6,43762649	18	0									
26	89579	541.09	290,39	475,78	0.2%2	0.024	-0.000	89079	20	0,23586928	23,688	0.8927	201,7044486	23,21622534	23.21909407	-0.0675907	1.548-02	-0.08951958		0,23580928	20	0									
17	89580	343.83	252,78	672.54	0.334	4,625	4229	88180	30	0,231844038	23,688	0.6807	201,7044486	22,84006299	23,21305601	-0,25214818	1.548-62	-0.08818071		0.23580038	20										
20	#9981	36133	258,48	478,71	0.971	6.025	-6222	##3#3	- 20	0,238868008	1102.454	0.6627	201,7044486	14,797123,04	23.21305607	-0.09508948	1,548-62	-0.04809548		0.23580938											
35	80385	363.5	298,6	475,78	0,382	0.027	-0.581	81543	20	0,23586928	32,688	0.4927	201,7044488	28,3832223	25,21305607	-0.00214342	1,548-02	-0.0671399	0	0.23580828	20	0									
31	89384	558,88	258,15	480,57	1,141	6,027	-6,085	85384	20	0,29546928	83,848	0.8927	201,7044489	26,59516248	29,21909607	-8.0011246	1.948-02	-0.04713474		0,235468.18	20										
- Si	80100	34872	275.48	675.08	0.453	0.029	-0.037	80100	- 20	0.35300845	13.558	0.4927	200.7044486	18.16423189	25.21325250	-2.06768722	1368-02	-0.11413995		0.235888.746	20										
34	80587	\$15,71	281,58	476.61	0,354	6,629	-0,434	89547	30	0,23586828	23,688	6,6927	201,7044486	28,37582799	23,21309607	-0.94231148	1.566-05	4,08998817	0	0,235848338	20	0									
8	89388	258,59	267,23	472,54	0,480	0,029	-0,416	89268	20	0,27586928	33,688	0.6927	201,704+489	28,49249995	25,21305607	-2,96077798	1,568-02	-0,08593804	0	0,25586928	30	0									
57	810300	348.06	247,89	477.8	1,414	6.030	-0.485	89100	30	0,23144818	11.044	0.8927	203,7044488	28,19952447	29.21309407	-2.94588881	1,548-02	-0.04550451		0.235846528	20										
39	89791	118,51	245,71	475.8L	0,519	6,030	-0.367	##341	30	0,225869028	22,688	0.6827	201,704+488	29.53693338	29,21305607	-2,93828638	1,568-02	-0.08531494		0.21584928	20	0									
-	89993	325,34	258,88	478.55	1,126	0.011	-0,544	89192	- 14	0.2058434	5207,948	1,0894	200 704448	1.073293438	9,323783234	-1,28589458	1.548-02	-0.11543018		1,15048418	14	1									
41	82294	357.68	278.84	476,28	0.307	6.002	-0.009	82204	20	0,235860028	23.648	0.6427	201,7044488	30.90949701	21,21305607	-2.91142740	1.548-02	-0.08451205		0.23584928	20	1.1									
42	81035	340.57	388,31	478.18	2,781	0.000	-0,019	89195	20	0,23386928	23,888	0.6807	203,7044488	82,18601288	23,21305607	-2,88596759	1.548-02	-0,2837655		0.23588828	20										
43	89396	348,74	200,43	478.08	0.745	0.014	-0.023	#8596	- 20	0.23184028	83,688	0.4407	201,7044486	34,17113963	25,23305607	-0.84840507	1.546.00	-0.04041891		0.23544838	20	0									
45	89076	353,96	244,05	468,42	1,004	0,034	0,012	81221	20	0,13386928	23,888	0.8807	201,7044485	34,52192768	23,21305607	-2,8293925	1,545.00	-0.08241551	¢.	0,25580028	20	0									
46	83035	823.55	258,27	438,9	0,883	0.087	-0.014	#81099	30	0,23586028	23,548	0.6407	201,7044488	99,48329952	23,21305607	-1,81818180	1,548.00	-0,08174008		0.21100328	30										
47	85400	364,04	281,47	472,05	0.258	6,007	0.260	89400		0.32586838	23,888	0.8407	DOL PORARBO	35,81044524	23,21305607	-1.81581895	1,566-00	-0.040346727		0.23580938	- 20										
49	89403	558,29	257,46	467,57	0,437	0.034	0.018	89402	20	0,23580928	53,688	6.6927	201,7044486	34,76258224	23.21505607	-2,79457625	1,548-02	-0.08111454	0	0.23589928	20	0									
50	89403	234,07	342,11	478,96	0,891	0,014	-6,440	89403	20	0,25544928	22,048	0.6407	201,7044488	17,01143214	19,21305607	-2,7891993	1,548-62	-0.08093847		0,23544938	30	0									
8	89404	317,06	280,45	477,58	0,299	0.039	-0.025	89104	22	0,22586908	23,688	0.4407	201,7044486	38,18797918	23,21305401	-2,76646827	1,548-02	-0.08029888		0.225849828	20										
51	89406	356.24	176.4	471,74	0,348	0.040	-0.009	89406	20	0.23586428	22.688	6.6407	2017044486	38.53612143	23,21505607	2,7583054	1.568-02	-0.04009074		0.21584818	10										
54	89407	\$47,06	289,39	477,85	0.070	0.040	-0,424	89407	20	0,23586928	22,688	0.6907	201,704+485	38.60085894	15,21905607	-2,757610111	1,588-02	-0.08004739	0	0,23584928	20	0									
55	89408	355,87	286	479,88	0,784	0.040	0,334	89408	30	0,335888338	83,888	0.6827	201,7044488	14,77750213	23,21305407	-2,75437185	1.548-02	0.07994489		0,23586838	20	1									
37	89410	243,23	277,88	472.42	0.254	0.040	-0.419	89409	20	0.22586925	21.688	0.4427	2011 PORRELET	1.408745422	29,21305607	-2.74765847	1,545-02	-0.01978272		0.25527948	20										
58	89411	042,45	269,51	678,81	10.00	0.041	-0,445	89413	20	0.13586928	33,688	0,6927	201,7044486	38,435554	29,21509607	-0.74513477	1,548-00	-0.07954284	0	0.23584838	30	0									
		100.00			10.00		1.000					A.O.M.										1.1.4									

Implementación del Algoritmo de R.O. en Excel®

Se ha realizado una primera prueba estudiando la tibia, implementando en Excel<sup>®</sup> mediante programación VBA el algoritmo de remodelación ósea desarrollado previamente para los modelos de voxeles y adaptándolo para leer los nuevos mallados. En el algoritmo aplicado se comparan las cargas antes y después de la intervención y se calcula la remodelación ósea según la variación de las mismas y los factores de sexo, edad y actividad física del paciente. Así, se puede generar un nuevo archivo de mallado (modelo virtual óseo), con el que realizar un nuevo análisis MEF.





Institutu Universitariu de Teunoloxía Industrial d'Asturies (IUTA) University Institute of Industrial Technology of Asturias (IUTA)



Simulación de la remodelación ósea. · Rojo y Naranja (densificación) | Verde y Azul (reabsorción)

# 2.4.3 Conclusiones

Se ha conseguido generar modelos de la articulación de rodilla de muy alta calidad. Se ha comprobado, mediante el análisis de la calidad del mallado, que resultan idóneos para el estudio de estructuras biomecánicas complejas. La revisión de los modelos de elementos finitos, visualizando la transmisión de cargas en los modelos generados tanto en zonas externas, como en cortes coronales o sagitales, reflejan un buen comportamiento de dichos modelos virtuales.

Se ha constatado, analizando los datos de los ensayos de elementos finitos y los datos estadísticos del estudio clínico del grupo APEX<sup>®</sup> que, para el modelo protésico empleado y para la rodilla estudiada, no existen evidencias suficientes para determinar que la alineación respecto a los ejes mecánicos y la reducción de la diferencia de GAPs medial y lateral suponga una ventaja con respecto a otras prácticas.

Por último, se ha comprobado que es posible generar modelos biomecánicos completos y de muy alta calidad empleando solamente software de acceso gratuito. Aunque para este proyecto se han empleado programas de ANSYS<sup>®</sup>, ya que se dispone de licencia, se podría sustituir por cualquier software de análisis MEF de acceso libre. Esto supone una gran ventaja, y da la posibilidad a reducir costes en adquisición de licencias para futuros proyectos.

# 2.5 Trabajos o necesidades futuras

La posibilidad de generación de modelos articulares tan precisos como los conseguidos en este trabajo, abre las puertas al estudio de otras zonas articulares (cadera, columna vertebral) empleando modelos de mallas suavizados y el tejido conectivo asociado.

Además, se ha establecido una base metodológica para el empleo de dichos modelos suavizados en el estudio de la remodelación ósea en estructuras articulares intervenidas quirúrgicamente, comparando elemento a elemento el comportamiento biomecánico. Esto haría posible una comparación directa de los elementos o nodos, en lugar de comparar zonas y tensiones medias, tal como se ha realizado en este proyecto.





La empresa MBA Incorporado ha valorado muy positivamente este trabajo y ha mostrado su voluntad de continuar las colaboraciones futuras para completar esta línea de investigador de la articulación de la rodilla o presentar nuevas propuestas de implementación de este tipo de modelos suavizados de elementos finitos.

# 2.6 Divulgación de los resultados (publicaciones, artículos, ponencias...)

En la actualidad se está elaborando un documento científico para su presentación en un congreso internacional y una posible futura publicación en una revista indexada. En ambos casos se hará constar que este trabajo ha sido financiado por el Instituto Universitario de Tecnología Industrial de Asturias, a través de una ayuda del ayuntamiento de Gijón.

# 2.7 Bibliografía

Atkinson HDE. 2017. The negatives of knee replacement surgery: complications and the dissatisfied patient. Orthop Trauma [Internet]. 31:25–33. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.mporth.2016.09.011

Bell SW, Young P, Drury C, Smith J, Anthony I, Jones B, Blyth M, McLean A. 2014. Component rotational alignment in unexplained painful primary total knee arthroplasty. Knee [Internet]. 21:272–277. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2012.09.011

Bruyère O, Honvo G, Veronese N, Arden NK, Branco J, Curtis EM, Al-Daghri NM, Herrero-Beaumont G, Martel-Pelletier J, Pelletier JP, et al. 2019. An updated algorithm recommendation for the management of knee osteoarthritis from the European Society for Clinical and Economic Aspects of Osteoporosis, Osteoarthritis and Musculoskeletal Diseases (ESCEO). Semin Arthritis Rheum. 000.

Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. 2013. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. J Biomech [Internet]. 46:1477–1488. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.03.022

Carr BC, Goswami T. 2009. Knee implants - Review of models and biomechanics. Mater Des. 30:398-413.

Culliford D, Maskell J, Judge A, Cooper C, Prieto-Alhambra D, Arden NK. 2015. Future projections of total hip and knee arthroplasty in the UK: Results from the UK Clinical Practice Research Datalink. Osteoarthr Cartil [Internet]. 23:594–600. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.joca.2014.12.022

Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. 2012. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. J Biomech [Internet]. 45:625–633. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.038

Ethgen O, Bruyerè O, Richy F, Dardennes C, Reginster JY. 2004. Health-Related Quality of Life in Total Hip and Total Knee Arthroplasty: A Qualitative and Systematic Review of the Literature. J Bone Jt Surg - Ser A. 86:963–974.

Guerrero-Ludueña RE, Comas M, Espallargues M, Coll M, Pons M, Sabatés S, Allepuz A, Castells X. 2016. Predicting the Burden of Revision Knee Arthroplasty: Simulation of a 20-Year Horizon. Value Heal [Internet]. 19:680–687. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jval.2016.02.018

Heim CS, Postak PD, Plaxton NA, Greenwald AS. 2001. Classification of mobile-bearing knee designs: Mobility and constraint. J Bone Jt Surg - Ser A. 83:32–37.

Hernandez-Vaquero D, Noriega-Fernandez A, Suarez-Vazquez A, Roncero-Gonzalez S, Sierra-Pereira AA, Gil-Martinez L, Fernandez-Carreira JM. 2017. Alineación frontal en la artroplastia total de rodilla. Estudio comparativo entre medición radiográfica y con navegación quirúrgica. Rev Esp Cir Ortop Traumatol.

Kim YH, Park JW, Kim JS, Park SD. 2014. The relationship between the survival of total knee arthroplasty and postoperative coronal, sagittal and rotational alignment of knee prosthesis. Int Orthop. 38:379–385.

LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly T V., Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. 2007. The anatomy of the medial part of the knee. J Bone Jt Surg - Ser A. 89:2000–2010.

LaPrade RF, Morgan PM, Wentorf FA, Johansen S, Engebretsen L. 2007. The anatomy of the posterior aspect of the knee: An anatomic study. J Bone Jt Surg - Ser A. 89:758–764.

Lehnen K, Giesinger K, Warschkow R, Porter M, Koch E, Kuster MS. 2011. Clinical outcome using a ligament referencing





technique in CAS versus conventional technique. Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc. 19:887–892.

Liu CY, Li CD, Wang L, Ren S, Yu F Bin, Li JG, Ma JX, Ma XL. 2018. Function scores of different surgeries in the treatment of knee osteoarthritis: A PRISMA-compliant systematic review and network-meta analysis. Med (United States). 97.

Martín-Hernández C, Sanz-Sainz M, Revenga-Giertych C, Hernández-Vaquero D, Fernández-Carreira JM, Albareda-Albareda J, Castillo-Palacios A, Ranera-Garcia M. 2018. Artroplastia total de rodilla navegada versus convencional; estudio prospectivo a 3 años de seguimiento. Rev Esp Cir Ortop Traumatol.

Matziolis G, Krocker D, Weiss U, Tohtz S, Perka C. 2007. A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty: Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation. J Bone Jt Surg - Ser A. 89:236–243.

MSCBS. 2017. ATR España 2017 - SNS. Regist Atención Espec Mínimo Datos [Internet]. Available from: http://icmdb.es

Murray CJL, Vos T, Lozano R, Naghavi M, Flaxman AD, Michaud C, Ezzati M, Shibuya K, Salomon JA, Abdalla S, et al. 2012. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet. 380:2197–2223.

NIH. 1995. Visible Human Project [Internet]. Available from: https://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\_human.html

Pianigiani S, Chevalier Y, Labey L, Pascale V, Innocenti B. 2012. Tibio-femoral kinematics in different total knee arthroplasty designs during a loaded squat: A numerical sensitivity study. J Biomech [Internet]. 45:2315–2323. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.06.014

Revenga Giertych C. 2014. El papel de la navegación y equilibrio de partes blandas en cirugía protésica de rodilla: análisis de 133 casos. Rev la Soc Andaluza Traumatol y Ortop. 31:25–31.

Ritter MA, Davis KE, Meding JB, Pierson JL, Berend ME, Malinzak RA. 2011. The effect of alignment and BMI on failure of total knee replacement. J Bone Jt Surg - Ser A. 93:1588–1596.

Roces-García J, Álvarez-Cuervo R, Alonso-González J, Borja-Gonzalo A, Corujo-Morán N. 2016. VTO3D: Metodología para evaluación del estado tensional interno óseo en intervenciones quirúrgicas virtuales. Dyna.

Soininvaara TA, Harju KAL, Miettinen HJA, Kröger HPJ. 2013. Periprosthetic bone mineral density changes after unicondylar knee arthroplasty. Knee [Internet]. 20:120–127. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2012.10.004

Victor J, Van Doninck D, Labey L, Innocenti B, Parizel PM, Bellemans J. 2009. How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? Knee [Internet]. 16:358–365. Available from: http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2009.01.001

Vos T, Flaxman AD, Naghavi M, Lozano R, Michaud C, Ezzati M, Shibuya K, Salomon JA, Abdalla S, Aboyans V, et al. 2012. Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet. 380:2163–2196.





# 3. MEMORIA ECONÓMICA

Financiación		Personal	Inventariable	Fungible	Otros gastos					
IUTA	SV-19-GIJÓN-1-05.	2900	0	0	0					
Otras fuentes	Referencia proyecto	0	0	0	0					
	Nombre	Víctor Manuel Celemín Mohedano								
Estudiante con ayuda a la inves- tigación	Tareas	Generación y simulación de modelos virtuales 3D de la articulación de la rodilla								
	Período	1 de Septier	nbre 2019 a 31 d	e Diciembre	2019					

# 4. OTROS PROYECTOS Y CONTRATOS CON FINANCIACIÓN EXTERNA

Título del proyecto/contrato	
Referencia	
Investigador/a/es principal/es	
Equipo investigador	
Periodo de vigencia	
Entidad financiadora	
Cantidad subvencionada	