



Universidad de Oviedo

ESCUELA POLITÉCNICA DE INGENIERÍA DE GIJÓN

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

ÁREA DE EXPRESIÓN GRÁFICA EN LA INGENIERÍA

**ESTUDIO DE LAS TENSIONES ÓSEAS EN INTERVENCIONES QUIRÚRGICAS
VIRTUALES DE PRÓTESIS DE RODILLA MODULARES**

**D. Menéndez Testa, Omar
TUTOR: D. Roces García, Jorge**

FECHA: Julio 2024



Índice

1.	Introducción	10
1.1.-	Peticionario.....	10
1.2.-	Objeto	11
1.3.-	Condiciones de diseño.....	11
1.4.-	Alcance.....	11
1.5.-	Planificación.....	13
1.6.-	Valoración económica	14
2.	Antecedentes.....	15
2.1.-	Anatomía de la rodilla	15
2.2.-	Biomecánica de la rodilla.....	18
2.2.1.-	Cinemática	18
2.2.2.-	Cinética	19
2.3.-	Estructura ósea	20
2.3.1.-	Estructura del tejido óseo	21
2.3.2.-	Propiedades mecánicas	22
2.4.-	Patologías de la rodilla.....	22
2.5.-	Prótesis de rodilla	23
2.5.1.-	Componente femoral	26
2.5.2.-	Bandeja tibial	26
2.5.3.-	Inserto.....	27
2.5.4.-	Vástagos.....	27
2.5.5.-	Adaptadores de offset	28



2.5.6.-	Vainas	28
2.5.7.-	Materiales.....	28
2.6.-	Técnica quirúrgica	29
2.6.1.-	Abordaje	31
2.6.2.-	Preparación de los huesos	31
2.6.3.-	Colocación de los implantes.....	35
2.6.4.-	Comprobación	37
2.7.-	Investigaciones previas	38
3.	Metodología de trabajo	40
3.1.-	Modelado de la prótesis de rodilla	40
3.2.-	Preparación de modelos óseos	41
3.3.-	Casos de estudio.....	42
3.3.1.-	Caso de estudio 1	42
3.3.2.-	Caso de estudio 2	43
3.3.3.-	Caso de estudio 3	44
3.3.4.-	Caso de estudio 4	44
3.4.-	Intervención quirúrgica virtual.....	45
3.5.-	Modelo de elementos finitos	46
3.5.1.-	Importación de modelos	46
3.5.2.-	Condiciones de contorno	48
3.5.3.-	Cálculo de las tensiones	48
3.6.-	Programación de la comparación tensional.....	49
3.7.-	Evaluación del estado tensional.....	49



3.7.1.-	Evaluación global	49
3.7.2.-	Evaluación zonal	50
3.7.3.-	Representación de la diferencia de tensiones	52
4.	Resultados	53
4.1.-	Optimización de las rutinas de comparación de resultados	53
4.2.-	Caso de estudio 1	54
4.3.-	Caso de estudio 2	54
4.4.-	Caso de estudio 3	55
4.5.-	Caso de estudio 4	55
5.	Conclusiones y líneas futuras de investigación	59
5.1.-	Conclusiones	59
5.2.-	Líneas futuras de investigación	60
6.	Bibliografía	61
Anexos	64
Anexo I:	Pseudocódigo de las rutinas programadas en Python	64
Anexo II:	Tensiones internas de la articulación intervenida y representación del VTO3D	71
	71
	Caso de estudio 1	71
	Caso de estudio 2	72
	Caso de estudio 3	73
	Caso de estudio 4	74
Anexo III:	Esquema general del procedimiento experimental	76
Anexo IV:	Planificación temporal	77



Anexo V: Planificación económica 78



Índice de figuras

<i>Figura 1.1.- Número de artroplastias por cada 10.000 habitantes realizadas en España entre 2002 y 2012.</i>	12
<i>Figura 1.2.- Evolución en el número de artroplastias anuales realizadas en España a lo largo de los últimos años.</i>	13
<i>Figura 2.1.- Vista anterior, lateral y posterior del fémur.</i>	15
<i>Figura 2.2.- Vista anterior, lateral y posterior de la tibia.</i>	16
<i>Figura 2.3.- Menisco lateral y medial.</i>	16
<i>Figura 2.4.- Vista anterior y posterior de la rótula o patela.</i>	17
<i>Figura 2.5.- Ligamentos de la articulación de la rodilla.</i>	18
<i>Figura 2.6.- Modelo de palanca de la articulación femoropatelar y su variación según el grado de flexión.</i>	20
<i>Figura 2.7.- Hueso esponjoso y cortical.</i>	21
<i>Figura 2.8.- Defectos AORI.</i>	23
<i>Figura 2.9.- Prótesis unicompartmental.</i>	24
<i>Figura 2.10.- Prótesis total de tipo CR.</i>	24
<i>Figura 2.11.- Prótesis total de tipo PS.</i>	25
<i>Figura 2.12.- Prótesis de revisión.</i>	25
<i>Figura 2.13.- Componente femoral.</i>	26
<i>Figura 2.14.- Bandeja tibial.</i>	26
<i>Figura 2.15.- Inserto.</i>	27
<i>Figura 2.16.- Vástagos femoral y tibial.</i>	27
<i>Figura 2.17.- Adaptador de offset femoral y tibial respectivamente.</i>	28



<i>Figura 2.18.- Vainas tibial y femoral respectivamente.</i>	<i>28</i>
<i>Figura 2.19.- Radiografías de la articulación de la rodilla previa intervención.</i>	<i>29</i>
<i>Figura 2.20.- Plantillas de los componentes protésicos.</i>	<i>30</i>
<i>Figura 2.21.- Imágenes representativas de tres posibles incisiones a realizar para acceder a la articulación.</i>	<i>31</i>
<i>Figura 2.22.- Fresado del canal intramedular de la tibia y fémur.</i>	<i>31</i>
<i>Figura 2.23.- Comprobación de los planos de resección.</i>	<i>32</i>
<i>Figura 2.24.- Realización de los cortes tibial y femoral.</i>	<i>32</i>
<i>Figura 2.25.- Determinación del offset femoral y tibial.</i>	<i>33</i>
<i>Figura 2.26.- Detalle de la profundidad requerida por la prótesis.</i>	<i>33</i>
<i>Figura 2.27.- Corte de los chaflanes y utensilio utilizado para el corte del hueco de las aletas tibiales, respectivamente.</i>	<i>34</i>
<i>Figura 2.28.- Preparación del cajón femoral.</i>	<i>34</i>
<i>Figura 2.29.- Comprobación del espacio auricular. En azul el adaptador de gap.</i>	<i>35</i>
<i>Figura 2.30.- Establecimiento de la altura de resección y resecado de la patela, respectivamente.</i>	<i>35</i>
<i>Figura 2.31.- Fijación del offset.</i>	<i>36</i>
<i>Figura 2.32.- Ensamblaje de los componentes de la prótesis.</i>	<i>36</i>
<i>Figura 2.33.- Impactado del componente femoral y prótesis completa, respectivamente.</i>	<i>37</i>
<i>Figura 2.34.- Colocación del implante patelar.</i>	<i>37</i>
<i>Figura 2.35.- Radiografía de la articulación de la rodilla una vez finalizada la intervención quirúrgica.</i>	<i>38</i>
<i>Figura 3.1.- Modelo en formato “STL” del componente femoral de Implantcast.</i>	<i>40</i>
<i>Figura 3.2.- Prótesis completa modelada en Autodesk Inventor®.</i>	<i>41</i>



<i>Figura 3.3.- Modelo de voxeles de la rodilla sin prótesis.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 3.4.- Prótesis del caso 1. Modelo 3D y voxelizada.....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 3.5.- Prótesis del caso 2. Modelo 3D y voxelizada.....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 3.6.- Prótesis del caso 3. Modelo 3D y voxelizada.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 3.7.- Prótesis del caso 4. Modelo 3D y voxelizada.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 3.8.- Articulación de la rodilla con la prótesis ya implantada y voxelizada.</i>	<i>46</i>
<i>Figura 3.9.- Elemento SOLID185 en Ansys Mechanical APDL.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 3.10.- Condiciones de contorno aplicadas sobre los modelos en Ansys®.....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 3.11.- Localización de las regiones de interés según Soininvaara et al. en 2013 [24], en las vistas anterior y posterior.</i>	<i>50</i>
<i>Figura 3.12.- Localización de las regiones de interés según Soininvaara et al. en 2013 [24], en las vistas lateral y medial.....</i>	<i>51</i>
<i>Figura 3.13.- Detalle de las zonas de interés consideradas para el eVETIO zonal.</i>	<i>52</i>
<i>Figura 4.1.- Gráfico comparativo de los eVETIO globales.</i>	<i>56</i>
<i>Figura 4.2.- Gráfico comparativo de los eVETIO zonales para cada caso.</i>	<i>57</i>
<i>Figura 4.3.- VTO3D de la prótesis completa.</i>	<i>58</i>
<i>Figura A.1.- Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 1.....</i>	<i>71</i>
<i>Figura A.2.- VTO3D para el Caso 1 (vistas anterior y posterior).....</i>	<i>72</i>
<i>Figura A.3.- Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 2.....</i>	<i>72</i>
<i>Figura A.4.- VTO3D para el Caso 2 (vistas anterior y posterior).....</i>	<i>73</i>
<i>Figura A.5.- Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 3.....</i>	<i>73</i>



Figura A.6.- VTO3D para el Caso 3 (vistas anterior y posterior). 74

Figura A.7.-Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 4. 74

Figura A.8.- VTO3D para el Caso 4 (vistas anterior y posterior). 75



Índice de tablas

<i>Tabla 3.1.- Propiedades de los materiales.....</i>	<i>47</i>
<i>Tabla 4.1.- Tabla comparativa de los tiempos necesarios para la obtención de los parámetros y el % de mejora conseguido.</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 4.2.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 1 (prótesis con 3 componentes).</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 4.3.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 2 (prótesis con vainas).</i>	<i>54</i>
<i>Tabla 4.4.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 3 (prótesis con vástagos y sin vainas).....</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 4.5.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 4 (prótesis completa).</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 4.6.- Información para la interpretación del VTO3D.</i>	<i>57</i>
<i>Tabla A.1.- Cálculo de la amortización mensual del software.</i>	<i>78</i>
<i>Tabla A.2.- Cálculo de la amortización mensual de los equipos informáticos.</i>	<i>78</i>
<i>Tabla A.3.- Presupuesto total de la investigación.</i>	<i>79</i>



1. Introducción

En el primer capítulo de la presente memoria se describen los objetivos, las condiciones de diseño y el alcance de la investigación desarrollada. Además, se aporta información resumida de la planificación y la valoración económica de los trabajos relacionados.

1.1.- PETICIONARIO

La empresa **MBA Surgical Empowerment**, a través de su departamento MBA Institute y la Cátedra MBA Institute de Investigación Médica y Biomecánica de la Universidad de Oviedo, ha propuesto el presente Trabajo Fin de Grado, que consiste en la investigación sobre una prótesis modular en el marco del grupo de estudio de la articulación de la rodilla.

MBA Institute es el departamento científico de **MBA Surgical Empowerment**, empresa multinacional española líder en la distribución, promoción y venta de productos médico-quirúrgicos. Su origen y sede principal se encuentra en Gijón, dentro de la Milla del Conocimiento «Margarita Salas». Patrocina asimismo diversos proyectos de investigación en colaboración con la Universidad de Oviedo, a través de la Cátedra MBA Institute

La Cátedra MBA Institute de Investigación Médica y Biomecánica, de reciente creación (2022), se creó con la vocación de profundizar en la investigación médica y en su relación con la ingeniería, colaborando en el desarrollo de artículos científicos e investigaciones que permiten avanzar en el desarrollo de la ciencia médica.

La investigación surge tras la solicitud a la Cátedra, por parte de la empresa alemana **Implantcast GmbH**, del estudio de una de sus prótesis de rodilla modulares en diferentes casos de estudio. Este trabajo complementa las prácticas curriculares del autor, realizadas en la Cátedra sobre la articulación de la rodilla.



1.2.- OBJETO

Este Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo principal el estudio de la variación tensio-nal en el fémur y la tibia tras la implantación de una prótesis de rodilla modular, así como la comparación de configuraciones con los componentes de dicha prótesis. Como objetivo secundario, se plantea la optimización de rutinas de comparación y análisis de resultados, previamente existentes, para reducir los tiempos de cálculo y mejorar los procesos de investigaciones futuras.

1.3.- CONDICIONES DE DISEÑO

El estudio de esta prótesis de rodilla modular fue propuesto por el grupo de estudio de la rodilla de la Cátedra, en colaboración con la empresa alemana **Implantcast GmbH**. Se optó por el uso de modelos de voxeles al ser utilizados previamente por otros investiga-dores de la Cátedra en el caso de prótesis de cadera y también de rodilla, arrojando bue-nos resultados. Permiten conseguir un modelo óseo con información individualizada de cada voxel, al que se le puede asociar propiedades como densidad, módulo elástico y coe-ficiente de Poisson. Aunque existen programas informáticos que generan modelos de mallas detallados con la información ósea interna, estos tienen un elevado coste.

1.4.- ALCANCE

La artroplastia o reemplazo de la rodilla por medio de la implantación de una prótesis es una intervención cada vez más frecuente debido al aumento de casos de artrosis o gonar-trosis como consecuencia de un envejecimiento de su población. Siendo esta una condi-ción dolorosa y limitante en estados avanzados, hace necesario el reemplazo de la articu-lación, produciéndose paralelamente un aumento del número de artroplastias anuales llevadas a cabo.

En el *Atlas de Variaciones en la Práctica Médica de artroplastias de rodilla* [1] se publica-ron datos acerca de la evolución en el número de implantaciones realizadas entre los años 2002 y 2012 en España, donde destaca un aumento progresivo en las mismas del 47%, pasando de 1 de cada 521 habitantes en 2002 a 1 de cada 391 en 2012. Como se ve

en la Figura 1.1, aumentaron tanto las artroplastias primarias como las de revisión llegando en 2012 a implantarse un total de 42.451 prótesis de rodilla, siendo 4.004 de ellas prótesis de revisión.

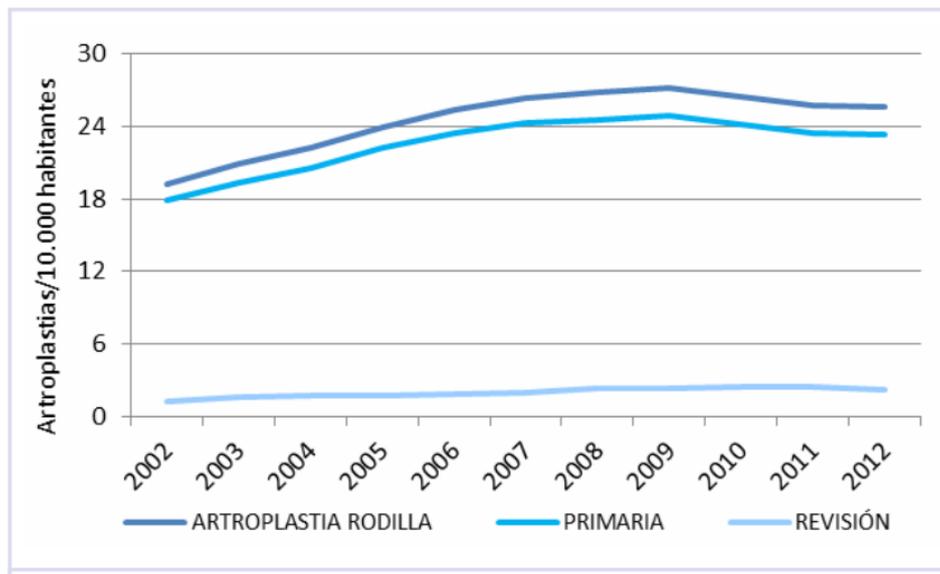


Figura 1.1.- Número de artroplastias por cada 10.000 habitantes realizadas en España entre 2002 y 2012. Fuente: [1]

Posteriormente, en un artículo periodístico publicado en 2016 [2], se recogían datos del número de prótesis de rodilla implantadas en 2014, llegando a las 45.000. En solo dos años, hubo un aumento de casi 3.000 intervenciones anuales en España, lo que demuestra que se trata de un procedimiento cada vez más común. En 2021 el total ascendía a 121 artroplastias por cada 100.000 habitantes, unas 57.400 al año [3].

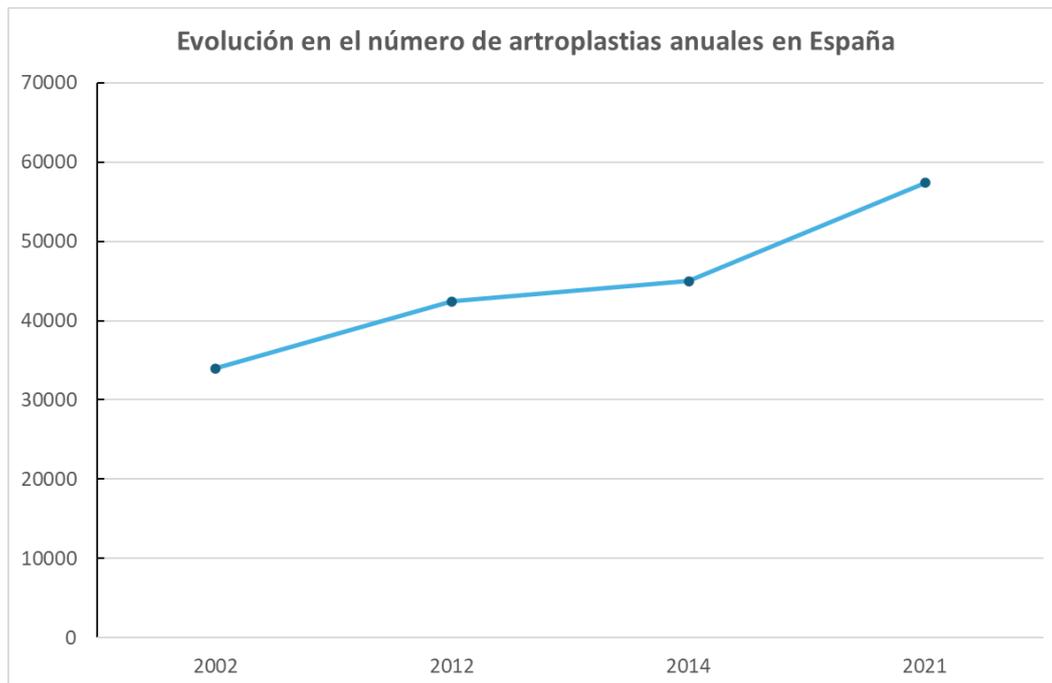


Figura 1.2.- Evolución en el número de artroplastias anuales realizadas en España a lo largo de los últimos años.

Como se puede ver reflejado en los datos anteriormente expuestos, la utilización de prótesis de rodilla es cada vez más frecuente y, por lo tanto, estudiar sus efectos una vez implantadas se hace cada vez más necesario.

1.5.- PLANIFICACIÓN

Siendo el Trabajo Fin de Grado una asignatura de 12 créditos en el Grado en Ingeniería Mecánica, le corresponderían 300 horas de dedicación por parte del alumno. Para el presente proyecto se han empleado unas 360 horas, correspondientes a 3 horas de trabajo al día, los 5 días de la semana y durante 24 semanas. Este exceso de 60 horas se atribuye a la necesidad de ampliar los conocimientos acerca de la anatomía y también de las prótesis de rodilla, ambas de ellas temáticas no contempladas en el grado y necesarias para la realización del estudio.

En el *Anexo IV: Planificación temporal* se adjunta el diagrama de Gantt del proyecto el cual contiene las distintas fases por las que se ha pasado hasta la finalización de este.



1.6.- VALORACIÓN ECONÓMICA

Se ha realizado una valoración económica del presente proyecto, teniendo en cuenta su duración y todos los costes asociados. Estos cálculos se encuentran desglosados en el anexo *Anexo V: Planificación económica*, dando como resultado un coste estimado de **39.155,24€**.

2. Antecedentes

En este capítulo se desarrollan los conceptos fundamentales para el desarrollo de este trabajo, como lo son la anatomía de la articulación o las características de las prótesis de rodilla. Para su redacción se han consultado diversas fuentes bibliográficas como artículos de investigación o libros.

2.1.- ANATOMÍA DE LA RODILLA

La articulación de la rodilla es la más grande y compleja en el cuerpo humano. Formada por los huesos tibia, fémur y rótula, además de los meniscos y diversos ligamentos, permite soportar el peso al estar de pie, aportando estabilidad durante la marcha. A continuación, se resumen los diferentes elementos que la componen [4], [5]:

Fémur: se trata del hueso más largo y resistente del cuerpo humano, que une la cadera con la rodilla. En su parte más distal está formado por dos protuberancias asimétricas entre sí y conocidas como cóndilos femorales, divididos por la escotadura intercondílea. Estos permiten la articulación del fémur con respecto a la tibia durante la flexión y extensión de la pierna, así como la distribución uniforme de las cargas. También proporcionan estabilidad a la articulación de la rodilla y permiten la inserción de tendones y ligamentos.



Figura 2.1.- Vista anterior, lateral y posterior del fémur. Fuente: [6]

Tibia: es el segundo hueso más grande del cuerpo por detrás del fémur y une la rodilla con el pie a través del tobillo. En su parte proximal conforma la articulación de la rodilla, presentando dos cóndilos tibiales que articulan con los femorales permitiendo la extensión y flexión.



Figura 2.2.- Vista anterior, lateral y posterior de la tibia. Fuente: [6]

Meniscos: son unas capas de fibrocartilago que cubren la superficie de los cóndilos tibiales. Tienen la función de amortiguadores de impactos durante actividades diarias como caminar o correr para proteger al resto de huesos y tejidos. También facilitan la rotación del fémur sobre la tibia al proporcionar lubricación sobre las superficies de contacto. A su vez se dividen en menisco medial y lateral y presentan una forma semilunar.

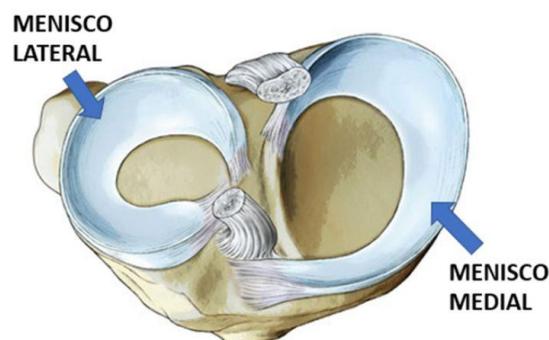


Figura 2.3.- Menisco lateral y medial. Fuente: [4]



Rótula: la rótula o patela es el hueso sesamoideo más grande del cuerpo, con forma triangular, se encuentra en la parte anterior de la rodilla. Sirve de protección para las estructuras internas de la articulación como ligamentos o tendones e interviene en el proceso de extensión articulando con el fémur.



Figura 2.4.- Vista anterior y posterior de la rótula o patela. Fuente: [7]

Ligamento cruzado anterior (LCA): conecta al fémur con la tibia pasando por el centro de la rodilla. Su función es evitar el desplazamiento anterior de la tibia, es decir, evitar que la tibia se desplace hacia delante con respecto al fémur y también proporcionar estabilidad en la rotación.

Ligamento cruzado posterior (LCP): conecta al fémur con la tibia, situándose detrás del LCA. Se caracteriza por ser más resistente que este último y su función es la de prevenir el desplazamiento posterior de la tibia y proporcionar estabilidad rotacional.

Ligamentos colaterales: se dividen en ligamento colateral medial y lateral, proporcionando estabilidad a la rodilla en dirección medial (evitando el desplazamiento hacia fuera de la tibia) y lateral (evitando el desplazamiento hacia adentro de la tibia), respectivamente.

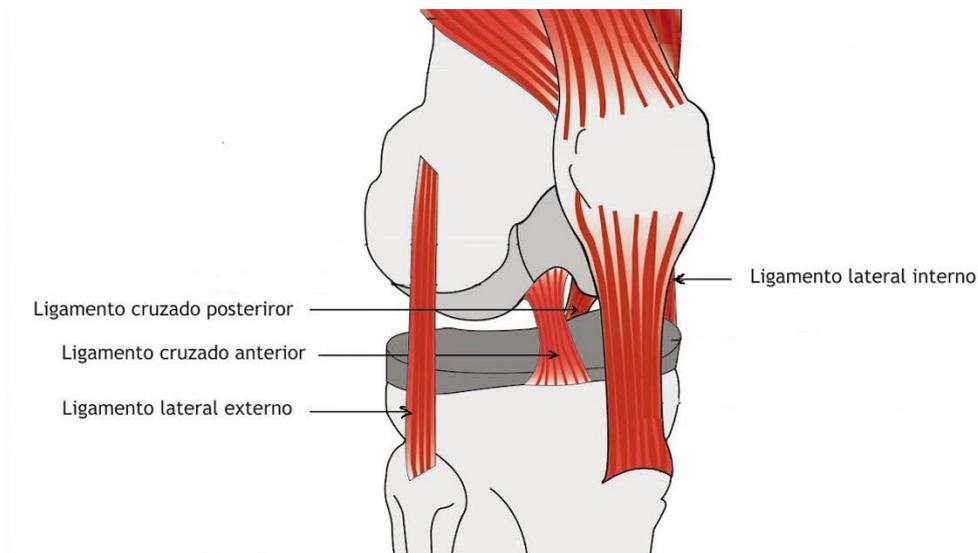


Figura 2.5.- Ligamentos de la articulación de la rodilla. Fuente: [8]

2.2.- BIOMECÁNICA DE LA RODILLA

En este apartado se desarrollan tanto la cinemática como la cinética de la rodilla. Como se ha descrito en el anterior apartado se trata de una articulación muy compleja, la cual, a su vez, se divide en dos subarticulaciones [5], [9], [10]:

Articulación femorotibial: es una unión de tipo bisagra entre el fémur y la tibia. A través de los cóndilos se produce un movimiento que permite la flexión y extensión, así como cierta rotación cuando la pierna se encuentra flexionada.

Articulación femoropatelar: se establece entre el fémur y la rótula. Aumenta la eficiencia del cuádriceps, incrementando la fuerza generada con un menor esfuerzo muscular.

A continuación, se describen la cinemática y cinética de la rodilla:

2.2.1.- Cinemática

El movimiento principal de la rodilla es la flexoextensión en la que los cóndilos femorales deslizan sobre los tibiales. Durante la flexión, los cóndilos femorales se desplazan hacia atrás produciéndose una ligera rotación al desplazarse más el externo, mientras que durante la extensión sucede lo opuesto.



Cuando la rodilla se encuentra totalmente extendida, por ejemplo, al estar de pie, la tibia presenta cierta rotación hacia afuera. Al comienzo de la flexión y al final de la extensión aparece una rotación externa e interna del fémur respectivamente, siendo esta última la que permite el bloqueo de la articulación al estar de pie convirtiéndola en un conjunto rígido que sostiene el peso corporal.

En el caso de la marcha se produce un movimiento de la tibia respecto al fémur, presentando esta una rotación interna al inicio de la flexión y externa al final de la extensión.

Los movimientos explicados anteriormente se encuentran limitados por músculos como el cuádriceps en el caso de la extensión y flexión, así como por los ligamentos colaterales para la rotación externa y cruzados para la interna [5].

2.2.2.- Cinética

Este apartado hace referencia a las fuerzas que actúan sobre la articulación de la rodilla, la cual trabaja fundamentalmente a compresión. Se transmiten desde la parte proximal del fémur hasta sus cóndilos y se distribuyen por sus superficies en contacto con la tibia, continuando su transmisión a través de esta hasta llegar al suelo y apareciendo una reacción de igual magnitud en sentido opuesto. Los meniscos son los encargados de transmitir y amortiguar parte de esas fuerzas y consiguen distribuir las disminuyendo la carga por unidad de superficie.

En cuanto a la rótula, esta permite aumentar el brazo de palanca del cuádriceps para que este pueda ejercer más fuerza con un menor esfuerzo. Se encuentra comprimida en su cara posterior y presenta tracción en su circunferencia [5].

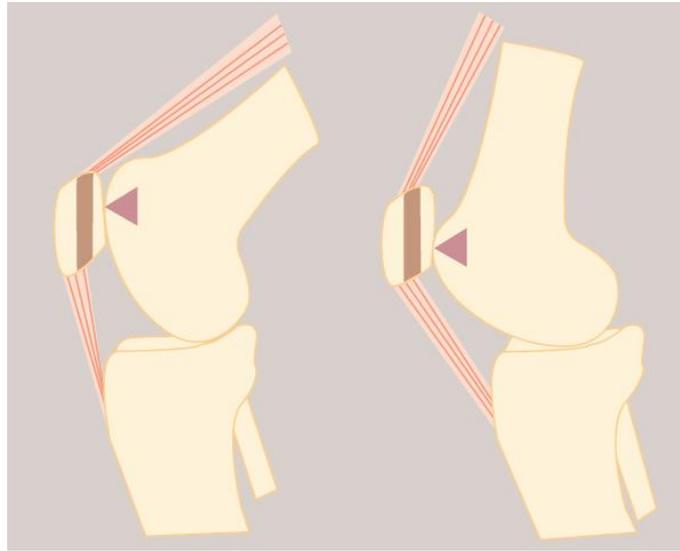


Figura 2.6.- Modelo de palanca de la articulación femoropatelar y su variación según el grado de flexión. Fuente: [5]

2.3.- ESTRUCTURA ÓSEA

Dado que el objetivo principal de este trabajo es el estudio de la variación de las tensiones internas óseas para diferentes configuraciones de una prótesis, es de gran importancia conocer cómo es la estructura de los huesos y cuáles son sus propiedades mecánicas o comportamiento bajo esfuerzo. Estos se encuentran en un continuo proceso de remodelación que depende de las fuerzas y tensiones que actúan sobre ellos según la *Ley de Wolff* [11]. Se sabe que al incrementarse la carga a la que se encuentran sometidos estos se remodelan, fortaleciéndose y adaptándose a las nuevas condiciones. Sin embargo, si se produce una disminución de la carga, también se produce una disminución de la densidad ósea que lleva a los huesos a ser más frágiles. Este último caso puede aparecer tras la intervención quirúrgica para la implantación de una prótesis, por lo que el objeto de este estudio es de gran importancia.

Dentro de las funciones principales de los huesos destacan la de servir como soporte para el cuerpo humano, así como proteger a los órganos internos frente a impactos o traumatismos. También actúan como productores de médula ósea y almacenan minerales como el fósforo y calcio.

2.3.1.- Estructura del tejido óseo

Se puede diferenciar entre dos tipos de tejido óseo: el hueso compacto o cortical y el hueso esponjoso o trabecular.

Hueso compacto o cortical: es la parte más exterior de los huesos, de gran dureza y rigidez y mayor densidad que el hueso esponjoso. Está formada por estructuras cilíndricas, llamadas osteonas, por el interior de las cuales hay unos canales, conocidos como conductos de Havers, por los que circulan los nervios y vasos sanguíneos, entre otros. El hueso compacto representa el 80% de la masa ósea total.

Hueso esponjoso o trabecular: se encuentra en el interior de los huesos y se caracteriza por su porosidad, lo que lo hace mucho menos denso y más débil que el hueso cortical. No está formado por osteonas, sino por láminas dispuestas irregularmente conocidas como trabéculas dentro de las cuáles se encuentran las células que reciben los nutrientes. El hueso trabecular representa el 20% de la masa ósea total.

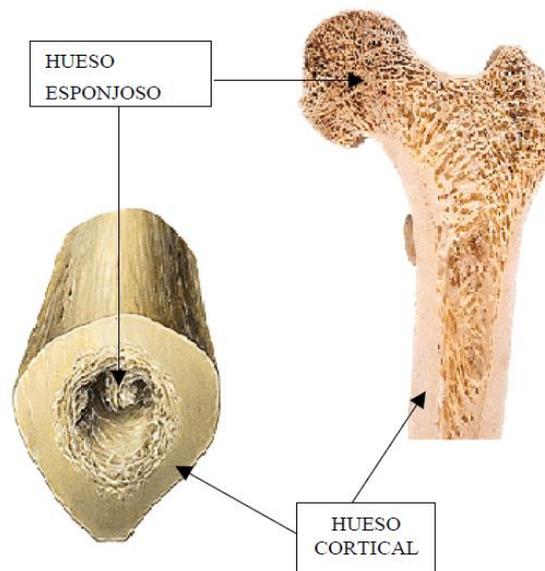


Figura 2.7.- Hueso esponjoso y cortical. Fuente: [12]



2.3.2.- Propiedades mecánicas

Los huesos presentan una estructura heterogénea y anisótropa y el estudio de sus propiedades mecánicas es complejo, ya que estas varían de una persona a otra, pudiendo incluso variar en un mismo individuo a lo largo del tiempo debido a la remodelación ósea. Conocer el comportamiento mecánico de los huesos es fundamental para el presente trabajo. Tras la implantación de la prótesis este debe ser similar al de la rodilla pre-intervenida para que no presente problemas.

El hueso cortical o compacto no es isótropo, sus propiedades mecánicas varían dependiendo de la dirección. En el caso del fémur, presenta un 50% más de rigidez en dirección axial que en la transversal. Sin embargo, el comportamiento del hueso trabecular es mucho más complejo debido a su heterogeneidad. Dependiendo de la zona del hueso considerada, esta zona esponjosa puede ser anisótropa o isótropa en base a los esfuerzos que actúen en cada una de ellas [12].

2.4.- PATOLOGÍAS DE LA RODILLA

Las patologías más comunes que conllevan la implantación de una prótesis de rodilla, ya sea unicompartimental, total o de revisión se describen en este apartado. Dependiendo de la gravedad de estas el cirujano decidirá cuál es la mejor opción para el paciente.

La artrosis de rodilla, conocida también como gonartrosis, supone un deterioro progresivo del cartílago que recubre los huesos de la articulación. Esto puede llegar a provocar un contacto directo entre el fémur y la tibia, produciéndose dolor y limitación en la movilidad del paciente. Otra posible situación es la presencia de una deformidad congénita que limite la calidad de vida del paciente o la aparición de tumores óseos que implican una gran pérdida ósea.

El *Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI)* propone una clasificación de los defectos óseos para facilitar su interpretación. Estos van desde el tipo I, para daños óseos menores, hasta tipo III donde la pérdida ósea es muy elevada y es necesaria la implantación de una prótesis de revisión [13].

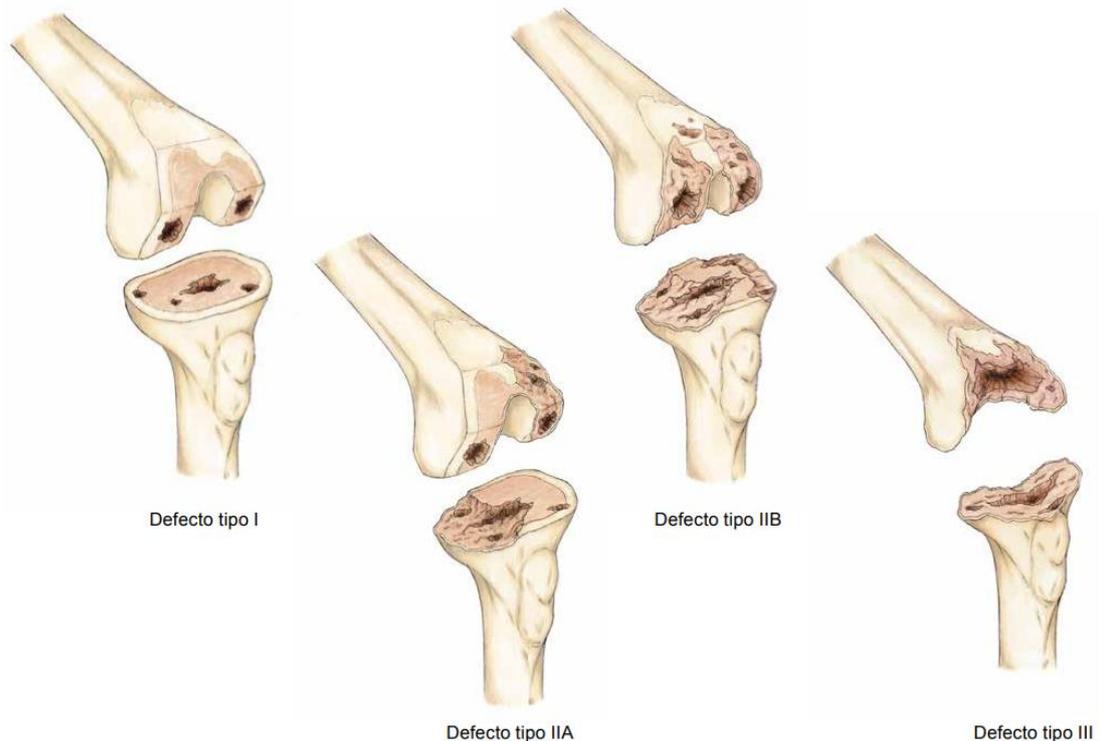


Figura 2.8.- Defectos AORI. Fuente: [13]

2.5.- PRÓTESIS DE RODILLA

Una prótesis de rodilla es un dispositivo médico que tiene como finalidad sustituir las superficies dañadas de la rodilla natural para eliminar el dolor provocado por enfermedades como la gonartrosis y también en casos donde haya una gran pérdida de hueso por la existencia de una prótesis anterior o en el caso de tumores. Repone la función de la articulación permitiendo al paciente recuperar la movilidad y calidad de vida tras la intervención quirúrgica y posterior rehabilitación. Existen diversos tipos de prótesis de rodilla adaptadas a la situación del paciente y el cirujano es el encargado de seleccionar la mejor opción basándose en el historial médico, su experiencia y las recomendaciones de los fabricantes. Los tipos más comunes son los siguientes:

Prótesis unicompartmental: empleada en pacientes afectados por gonartrosis únicamente en uno de los cóndilos femorales para sustituir la zona dañada de la articulación. Es un tipo poco utilizado ya que la artrosis podría aparecer con posterioridad en el otro lado de la articulación haciendo necesaria una nueva prótesis e intervención.



Figura 2.9.- Prótesis unicompartmental. Fuente: [14]

Prótesis total: esta prótesis reemplaza totalmente la articulación de la rodilla siendo la más común de todas. Formada principalmente por cuatro componentes: componente femoral, inserto, bandeja tibial y componente patelar, siendo la colocación de este último a decisión del cirujano si quiere eliminar la rótula.

A su vez estas prótesis se pueden dividir en subtipos dependiendo de si se conservan o no los ligamentos cruzados:

- **Prótesis CR (cruciate retained o con retención de cruzado):** utilizadas cuando se desea conservar el ligamento cruzado posterior del paciente, lo que permite que la biomecánica de la articulación tras la intervención sea más natural y también se conserva más hueso.



Figura 2.10.- Prótesis total de tipo CR. Fuente: [14]

- **Prótesis PS (posterior stabilized o posterior estabilizada):** permite eliminar el ligamento cruzado posterior sustituyendo su función empleando un vástago o cajón en el componente femoral e inserto que fijan la prótesis.



Figura 2.11.- Prótesis total de tipo PS. Fuente: [14]

Prótesis de revisión: utilizadas cuando es necesario sustituir una prótesis previa o en casos de gran pérdida ósea debido, por ejemplo, a tumores. Estas prótesis además de contar con componente femoral, inserto y bandeja tibial, también disponen de configuraciones donde se emplean vástagos o vainas para adaptarse a cada situación.



Figura 2.12.- Prótesis de revisión. Fuente: [14]



La prótesis caso de estudio se trata de una de tipo modular como la mostrada en la Figura 2.12, utilizada en cirugías de revisión, por lo que cuenta con diversas configuraciones que permiten adaptarla según las necesidades específicas. Sus componentes se describen a continuación:

2.5.1.- Componente femoral

Situado en el fémur distal sustituye a los cóndilos naturales permitiendo el deslizamiento sobre el inserto y así recuperando la movilidad de la rodilla eliminando el dolor o molestia en los pacientes. Este componente femoral es de tipo PS (posterior stabilized), ya que cuenta con un cajón central que sustituye al ligamento cruzado posterior.



Figura 2.13.- Componente femoral. Fuente: [14]

2.5.2.- Bandeja tibial

Como su nombre indica se trata de una bandeja implantada en la tibia proximal, que se inserta en el canal medular mediante su vástago. Sirve de base para el inserto sobre el cual deslizará el componente femoral y también ayuda a distribuir las cargas uniformemente.



Figura 2.14.- Bandeja tibial. Fuente: [14]

2.5.3.- Inserto

Sustituye a los meniscos permitiendo el deslizamiento de los cóndilos protésicos del componente femoral sobre su superficie. En el caso de la prótesis caso de estudio la geometría del inserto está diseñada para hacer también la función de los ligamentos cruzados al contar con un pivote central.



Figura 2.15.- Inserto. Fuente: [14]

2.5.4.- Vástagos

Son componentes insertados en el canal medular del fémur y la tibia para dar una mayor estabilidad a la prótesis y facilitar su anclaje en casos donde la pérdida de hueso sea considerable.



Figura 2.16.- Vástagos femoral y tibial. Fuente: [14]

2.5.5.- Adaptadores de offset

Estos componentes se sitúan conectando el componente femoral o bandeja tibial con sus correspondientes vástagos para que la dirección o ángulo de inserción de estos sean adecuados en cada caso.



Figura 2.17.- Adaptador de offset femoral y tibial respectivamente. Fuente: [14]

2.5.6.- Vainas

Las vainas metafisarias son componentes porosos que se asemejan al hueso trabecular, lo que permite su osteointegración. Se emplean para aportar una mayor fijación en pacientes con gran pérdida de hueso y también permiten la distribución endomedular de las cargas.

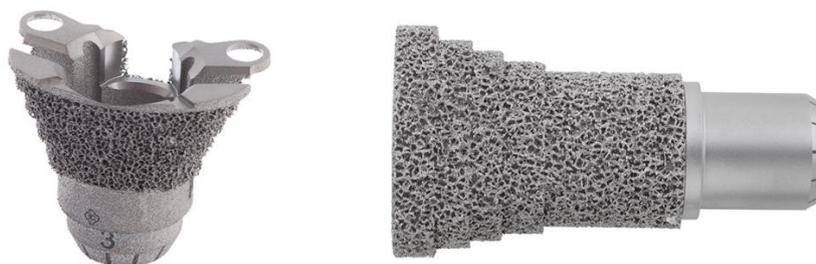


Figura 2.18.- Vainas tibial y femoral respectivamente. Fuente: [14]

2.5.7.- Materiales

Una selección adecuada de materiales para la fabricación de los componentes protésicos es esencial para que cumplan con su función sin ser perjudiciales para el paciente. Estos deben de ser capaces de soportar las cargas y ser resistentes ante fenómenos de desgaste

por fricción o ante la corrosión. También deben de ser biocompatibles para que no sean rechazados por el organismo y evitar posibles alergias.

En la prótesis objeto de estudio el componente femoral y bandeja tibial están fabricados en aleación de cromo, cobalto y molibdeno (CoCrMo), con una fina capa de nitruro de titanio (TiN) actuando como recubrimiento para evitar posibles reacciones alérgicas. El inserto a su vez está fabricado en polietileno de alta densidad (UHMW-PE), lo que le confiere una alta resistencia al desgaste por fricción y a los impactos. En el caso de vainas y vástagos se encuentran fabricados en aleaciones de titanio [13], [15].

2.6.- TÉCNICA QUIRÚRGICA

[15] En este apartado se describe la técnica quirúrgica adoptada por los cirujanos para la implantación de la prótesis objeto de estudio en cirugías de revisión. Cabe destacar que el profesional a cargo de la intervención debe estar familiarizado con el proceso de implantación de la prótesis a utilizar, ya que este puede variar ligeramente de un modelo a otro y se debe de hacer un estudio completo de la situación del paciente para conocer sus antecedentes médicos y así seleccionar la opción más adecuada. Los respectivos análisis de sangre y pruebas complementarias, como radiografías, también serán realizados previa operación.



Figura 2.19.- Radiografías de la articulación de la rodilla previa intervención. Fuente: [16]

Tras conocer todo lo descrito anteriormente se realiza una planificación quirúrgica donde se deciden las dimensiones de la prótesis y el posicionamiento de esta basándose en la información aportada por las radiografías de la articulación y utilizando las plantillas proporcionadas. También se toma una decisión acerca del uso o no de cemento óseo para la fijación de la prótesis.

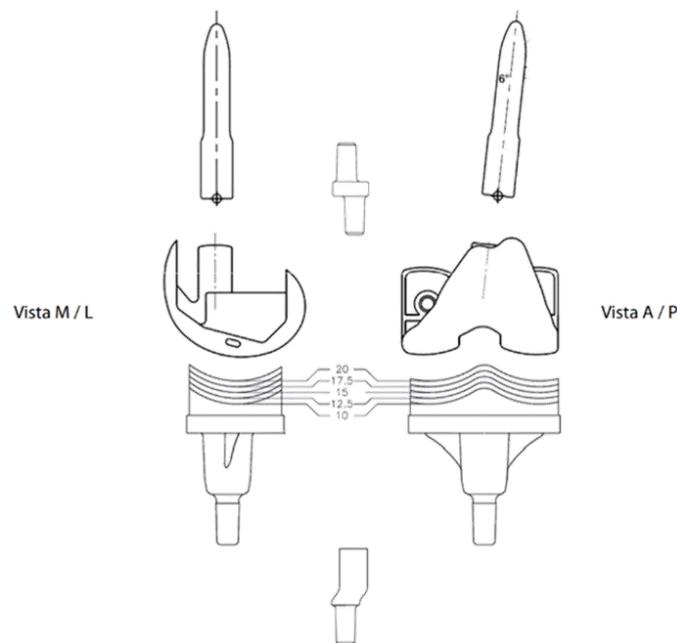


Figura 2.20.- Plantillas de los componentes protésicos. Fuente: [15]

Una vez finalizada la planificación quirúrgica y previo inicio de la intervención deben estar presentes todos los equipos necesarios en el quirófano.

2.6.1.- Abordaje

El primer paso es la realización de una incisión en la zona central de la rodilla, invirtiendo la rótula y retirando los tejidos y músculos necesarios para acceder al hueso.

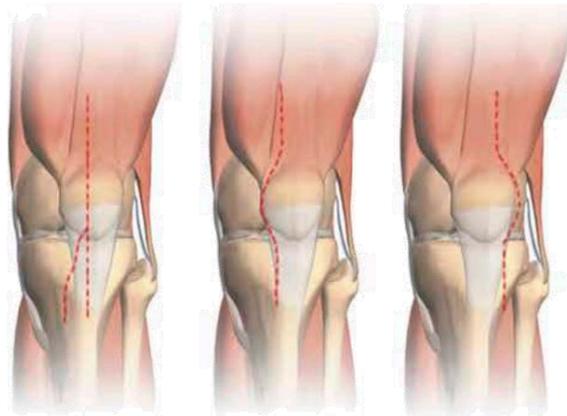


Figura 2.21.- Imágenes representativas de tres posibles incisiones a realizar para acceder a la articulación. Fuente: [15]

Posteriormente, al tratarse de una cirugía de revisión, se retiran todos los componentes protésicos previamente implantados y se flexiona la rodilla a 90°.

2.6.2.- Preparación de los huesos

Se utilizan fresas rígidas de diferentes diámetros para perforar el canal medular de la tibia y el fémur, aumentando progresivamente el diámetro y profundidad necesarios para los nuevos vástagos.

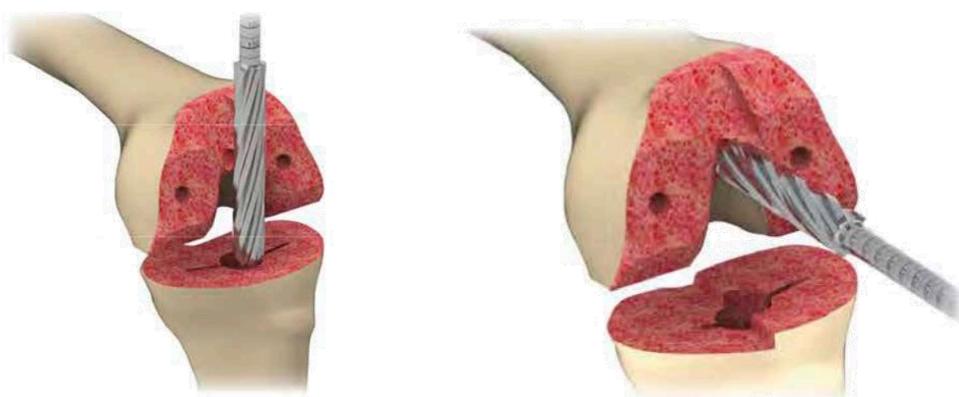


Figura 2.22.- Fresado del canal intramedular de la tibia y fémur. Fuente: [15]

Sobre las fresas de mayor diámetro utilizadas deslizan las guías de alineamiento intramedular donde van fijados los bloques de corte. Una vez ajustada la posición de los elementos se fijan las guías al hueso y se procede a comprobar los planos de resección.



Figura 2.23.- Comprobación de los planos de resección. Fuente: [15]

Si estos son correctos se procede a la realización del corte y una vez finalizado se retiran todos los componentes.

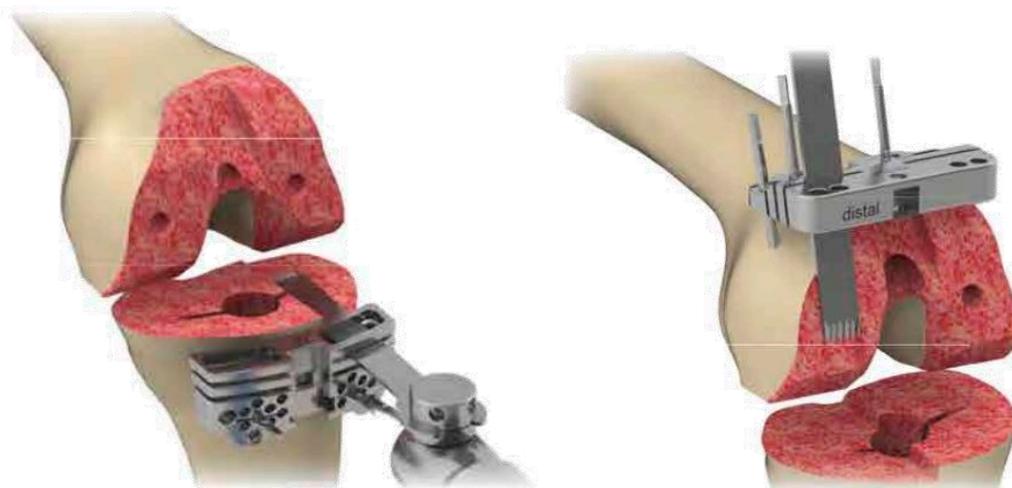


Figura 2.24.- Realización de los cortes tibial y femoral. Fuente: [15]

Para determinar los offset femoral y tibial se insertan nuevamente las fresas de mayor diámetro y se fijan el bloque 4 en 1, en el caso del fémur, y la broca tibial para la tibia. Se

insertan los medidores de offset, se verifican las profundidades requeridas y se procede a realizar las perforaciones.

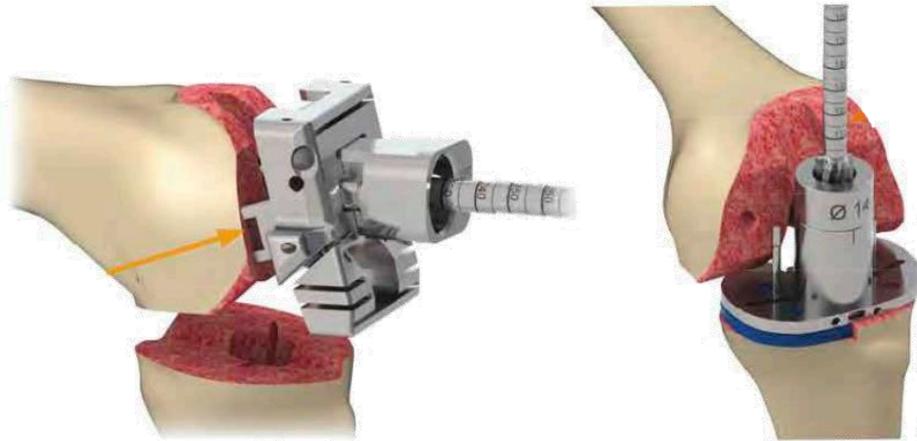


Figura 2.25.- Determinación del offset femoral y tibial. Fuente: [15]



Figura 2.26.- Detalle de la profundidad requerida por la prótesis. Fuente: [15]

También se realizan los cortes correspondientes a los chaflanes anterior y posterior en el fémur y las aletas tibiales de la bandeja tibial, a través de las ranuras correspondientes.



Figura 2.27.- Corte de los chaflanes y utensilio utilizado para el corte del hueco de las aletas tibiales, respectivamente. Fuente: [15]

El último paso de la preparación ósea es la realización del hueco para el cajón del componente femoral. Utilizando la guía de cajón femoral se procede a fresar primero hacia anterior y luego hacia posterior como indica la imagen izquierda en la Figura 2.28. También se utiliza el escoplo hueco para extraer todo el hueso de la zona.

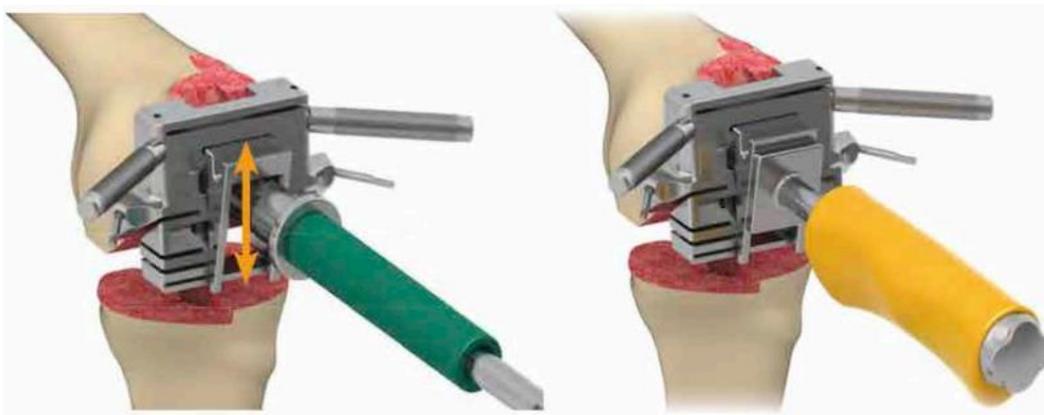


Figura 2.28.- Preparación del cajón femoral. Fuente: [15]

Un paso intermedio previa finalización de la preparación de los huesos es la comprobación del espacio articular, esto es, el espacio entre el fémur distal y la tibia proximal. Se hace uso del medidor de gap junto con los adaptadores necesarios en cada caso.



Figura 2.29.- Comprobación del espacio auricular. En azul el adaptador de gap. Fuente: [15]

También cabe la posibilidad de que el remplazo de la rótula del paciente sea necesario. En ese caso se utilizaría la guía de resección de rótula para establecer la altura de corte a 9 mm, valor correspondiente al grosor de los implantes patelares. Se reseca y se determina el tamaño del implante con ayuda de la guía de broca patelar, perforando tres orificios.



Figura 2.30.- Establecimiento de la altura de resección y reseco de la patela, respectivamente. Fuente: [15]

2.6.3.- Colocación de los implantes

Para finalizar la intervención quirúrgica se procede a la implantación de la prótesis. Si se hubiera optado por el uso de cemento para la fijación este debe ser preparado.

En primer lugar, se debe implantar la bandeja tibial. Para preparar el ensamblaje se utiliza un reloj de offset para fijar el ángulo y el bloque de ensamblaje de vástago para unir este

al resto de componentes. El mismo procedimiento es llevado a cabo para el componente femoral y su ensamblaje.

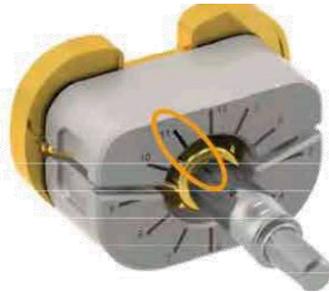


Figura 2.31.- Fijación del offset. Fuente: [15]



Figura 2.32.- Ensamblaje de los componentes de la prótesis. Fuente: [15]

Con ayuda del impactor femoral y tibial se procede a la implantación de los componentes, siendo el inserto colocado el último.



Figura 2.33.- Impactado del componente femoral y prótesis completa, respectivamente.

Fuente: [15]

Si hubiera sido necesaria la sustitución de la rótula también se implantaría el componente patelar, ejerciendo presión con la pinza de rótula hasta que el cemento se endurezca.



Figura 2.34.- Colocación del implante patelar. Fuente: [15]

2.6.4.- Comprobación

Es recomendable tomar radiografías de la articulación una vez implantada la prótesis para cerciorarse de su correcto posicionamiento, como en la siguiente imagen.



Figura 2.35.-Radiografía de la articulación de la rodilla una vez finalizada la intervención quirúrgica. Fuente: [15]

2.7.- INVESTIGACIONES PREVIAS

Para la realización de este trabajo ha sido de gran importancia la consulta de documentación especializada como artículos de investigación o libros. Ampliando así los conocimientos acerca de la anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla, así como acerca de las prótesis y su influencia en la variación tensional ósea tras su implantación. Como base para este estudio se han consultado investigaciones previas de otros expertos que estuvieran relacionadas con el tema propuesto o con los procedimientos de cálculo y análisis de resultados a utilizar. También han servido para tener una idea acerca de los resultados previstos y, de esta forma, conocer de antemano cómo debería de influir la prótesis. A continuación, se resumen algunos de las investigaciones previas consultadas:

Innocenti et al. en 2016 [17] analizaron como variaban las tensiones óseas al implantar el componente femoral y bandeja tibial desviados respecto al eje óptimo de alineamiento, concluyendo que esto producía un incremento en las mismas siendo este más notable en la parte medial de la tibia proximal y fémur distal.



La influencia del vástago femoral fue de interés para Bori et al. en 2022 [18], quienes estudiaron varias configuraciones de vástagos femorales (cementados o no y de diferentes longitudes) para obtener resultados útiles de cómo esos parámetros afectan a las tensiones internas del fémur. Dentro de sus resultados cabe destacar que las tensiones se incrementan con respecto a las de la rodilla pre-intervenida lo largo del vástago, existiendo una menor variación en la zona distal del fémur y siendo esta considerablemente mayor en el extremo del vástago.

Otros investigadores se centraron en el análisis de los vástagos tibiales en prótesis de revisión. Completo et al. en 2009 [19], centrándose en diferentes longitudes de vástago y materiales, dedujeron que a mayor longitud mayor variación tensional ósea se produce. Las tensiones óseas se incrementan con respecto a la rodilla sin prótesis en la zona cercana al extremo del vástago en mayor medida que en la tibia proximal.

También se consultaron investigaciones previas realizadas en la Cátedra por el grupo de investigación de la rodilla. Rebeca Sicilia Martínez en 2016 [20] analizó la influencia de una prótesis de rodilla primaria en las tensiones internas óseas del fémur y tibia empleando modelos de voxels y los parámetros eVETIO y VTO3D para el análisis de resultados.



3. Metodología de trabajo

El tercer capítulo de la memoria se centra en la metodología empleada para el desarrollo de este trabajo, desde la generación de los modelos tanto del hueso como de la prótesis, hasta la obtención de resultados y el análisis de estos.

3.1.- MODELADO DE LA PRÓTESIS DE RODILLA

Los componentes protésicos virtuales proporcionados por la empresa *Implantcast GmbH* para su estudio, son modelos de superficies exportados en formato “STL” desde sus modelos de diseño. Este tipo de archivos no son compatibles con el proceso de generación de modelos de voxeles que se utiliza en esta investigación.

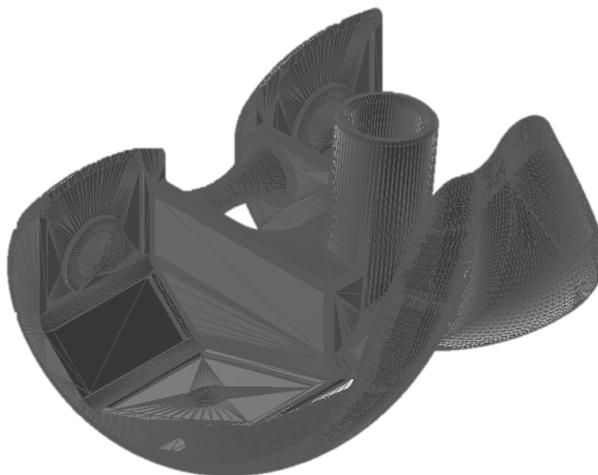


Figura 3.1.- Modelo en formato “STL” del componente femoral de Implantcast.

Inicialmente, se optó por la conversión de estos a modelos sólidos mediante el uso de software de modelado, como Autodesk Inventor® o Fusion360®. Pese a ser un proceso exitoso, surgió otro problema, ya que los modelos presentan un alto grado de detalle que se tradujo en unos tiempos de voxelización muy elevados y en errores de voxelización que impedían continuar con el proceso. Dado que los modelos de voxeles utilizados para este estudio tienen 2 mm de arista, el grado de detalle de los componentes originales, en un alto porcentaje, no se reflejaría en el modelo voxelizado.

La simplificación de los modelos permitiría la reducción o eliminación de los errores y la mejora en los tiempos de voxelización. Por ello, y dado que la empresa no facilitó los modelos editables, se optó por la realización de un proceso de ingeniería inversa, modelando los componentes protésicos en Autodesk Inventor®. Se generaron, así, modelos de igual geometría que los originales y optimizados para su posterior voxelización.



Figura 3.2.- Prótesis completa modelada en Autodesk Inventor®.

3.2.- PREPARACIÓN DE MODELOS ÓSEOS

Dada la necesidad de contar con un modelo óseo de la zona de la articulación de la rodilla para el estudio de la influencia de la prótesis se optó por utilizar los datos provenientes de las tomografías del *Visible Human Project*, en concreto las pertenecientes a *Eve*, una mujer de 58 años. Esta base de datos fue publicada entre 1994 y 1995 por la *Biblioteca Nacional de Medicina de EE. UU.*, teniendo como objetivo la creación de una colección pública y anatómicamente detallada del cuerpo humano del hombre y la mujer [21].

El primer paso para poder obtener el modelo de voxeles fue seleccionar las tomografías correspondientes a la zona de estudio, en este caso la rodilla. Puesto que estas habían sido tomadas en intervalos de 1 mm, se decidió elegir 352 de ellas ubicadas entre la zona media del fémur y la tibia, englobando unos 35,2 cm. Este proceso ya había sido realizado

en estudios anteriores por lo que se utilizaron las tomografías ya procesadas y se generó el modelo de voxeles de la articulación pre-intervenida utilizando el programa modVOX®.



Figura 3.3.- Modelo de voxeles de la rodilla sin prótesis.

3.3.- CASOS DE ESTUDIO

En este apartado se describen los casos de estudio considerados para este trabajo. Se han elegido las configuraciones de la prótesis modular de rodilla para las que se quiere conocer cómo varían las tensiones internas óseas respecto a la articulación pre-intervenida y también para conocer las posibles diferencias entre los estados tensionales generados por cada una de ellas.

3.3.1.- Caso de estudio 1

Para el primer caso de estudio se ha considerado la configuración más simple de la prótesis, formada únicamente por el componente femoral, inserto y la bandeja tibial. Esta es utilizada en cirugías primarias cuando la pérdida de hueso no es elevada.

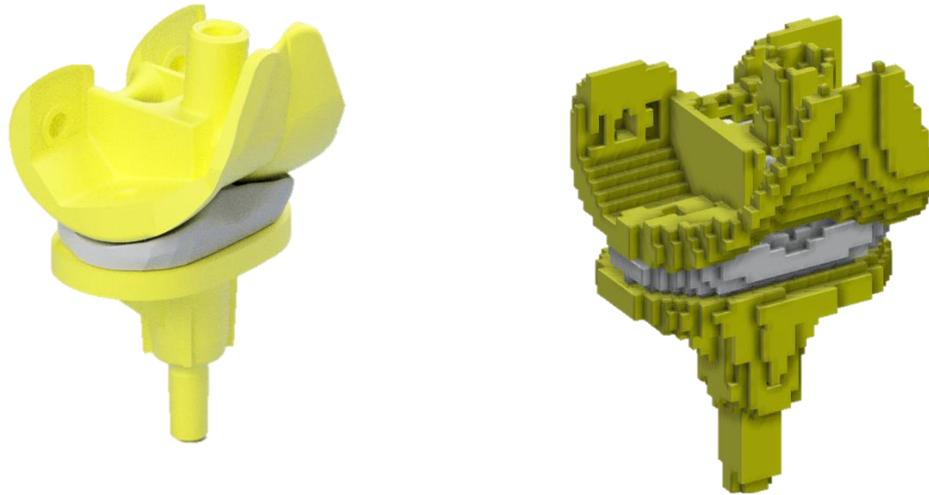


Figura 3.4.- Prótesis del caso 1. Modelo 3D y voxelizada.

3.3.2.- Caso de estudio 2

Para casos en los que la pérdida de hueso sea mayor, como por ejemplo en cirugías de revisión donde se sustituye una prótesis previa, se añaden vainas que permiten ocupar esas zonas vacías fijando la prótesis al hueso. Se suelen emplear en pacientes con defectos AORI tipo I y II.

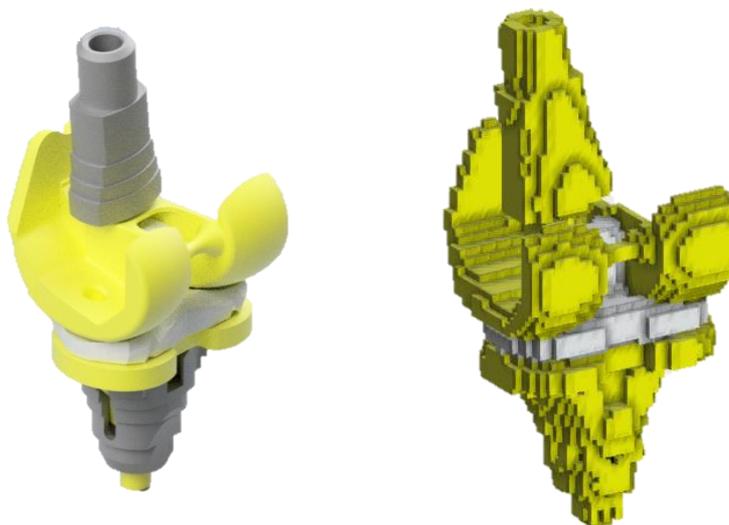


Figura 3.5.- Prótesis del caso 2. Modelo 3D y voxelizada.

3.3.3.- Caso de estudio 3

Al igual que en el caso de estudio 2, otra posibilidad en pacientes con elevada pérdida ósea es el uso de vástagos para dar mayor estabilidad y fijar la prótesis, siendo de gran interés la influencia de estos en la variación tensional en el interior del fémur y tibia especialmente en sus extremos. Utilizados normalmente en rodillas con defectos AORI tipo II.

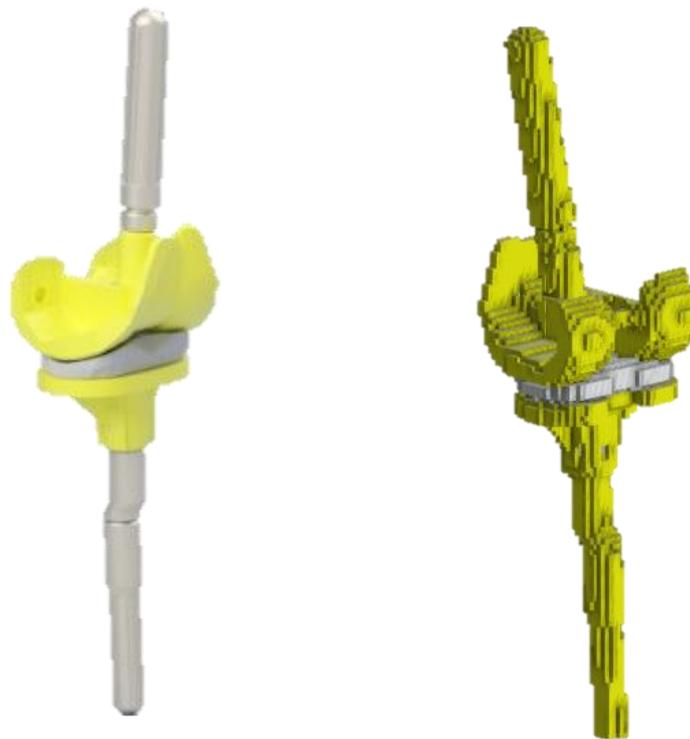


Figura 3.6.- Prótesis del caso 3. Modelo 3D y voxelizada.

3.3.4.- Caso de estudio 4

En este caso la prótesis a estudiar está formada por todos los componentes proporcionados por la empresa diseñadora. Se trata de una configuración que emplea tanto vástagos como vainas para situaciones en las que la pérdida de hueso sea muy elevada para conseguir una fijación adecuada, como en los defectos AORI tipo III.

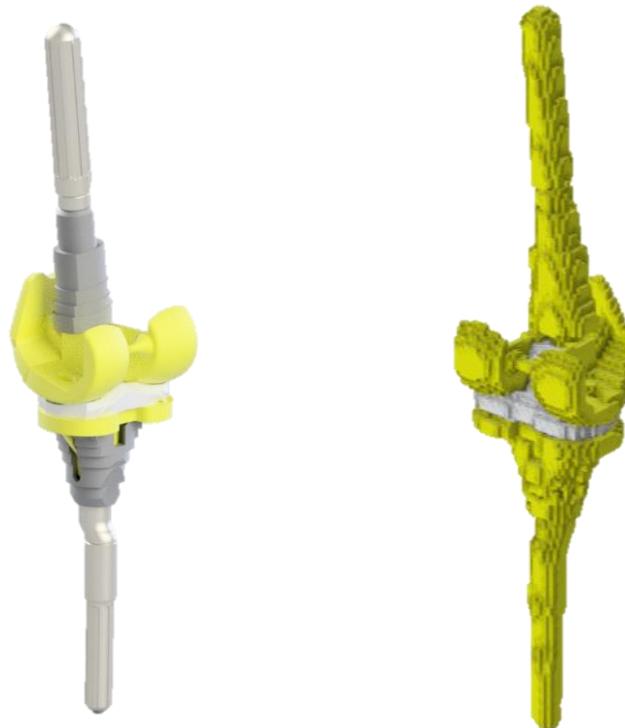


Figura 3.7.- Prótesis del caso 4. Modelo 3D y voxelizada.

3.4.- INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA VIRTUAL

Una vez decididas las configuraciones de la prótesis a estudiar se procedió a su implantación virtual en la articulación de la rodilla. El primer paso llevado a cabo fue el ensamblaje de los componentes en Autodesk Inventor® y su exportación como archivo “DWG”, ya que la intervención quirúrgica y posterior voxelización se llevaron a cabo en AutoCAD®. Para que la colocación de la prótesis fuera lo más cercana posible a la realidad se contó con la colaboración de un profesional durante el proceso en el cual se insertó el modelo protésico sobre el hueso generado en el apartado 3.2.- para cada caso de estudio. Posteriormente se voxelizó la prótesis y se generó nuevamente el hueso de la articulación a su alrededor empleando el software modVOX®, eliminando los voxeles sobrantes de forma manual. Estos modelos serían los utilizados en el siguiente paso para su cálculo en Ansys®.



Figura 3.8.- Articulación de la rodilla con la prótesis ya implantada y voxelizada.

3.5.- MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

El análisis tensional se llevó a cabo utilizando el programa Ansys®, en su versión Mechanical APDL, lo que permitió automatizar el proceso de cálculo de tensiones para los distintos casos de estudio, desde la importación de los modelos de voxeles hasta la generación de resultados y su exportación como archivo de texto.

3.5.1.- Importación de modelos

El primer paso en la generación de los modelos de elementos finitos fue la importación de los modelos de voxeles de la rodilla sin prótesis y con prótesis generados según lo descrito en el apartado 3.4.-. Estos contienen 10 materiales distintos para asemejar sus propiedades a las de un hueso real, así como los materiales de los componentes protésicos. Se introdujeron como variables las propiedades de cada material (densidad, módulo elástico y coeficiente de Poisson) según la Tabla 3.1.

Material	Densidad (kg/m ³)	Módulo Elástico (MPa)	Coefficiente de Poisson (-)
1	310	76,48	0,20
2	500	312,42	0,20
3	680	811,18	0,25
4	870	1671,17	0,25
5	1050	2990,79	0,25
6	1240	4868,46	0,30
7	1420	7402,59	0,30
8	1610	10691,59	0,30
9	1790	14833,85	0,30
10	1980	19927,81	0,30
Meniscos	1098	55	0,30
CoCrMo	8500	210000	0,30
TiAlV	4430	115000	0,30
UHMW-PE	930	685	0,40

Tabla 3.1.- Propiedades de los materiales.

Como los modelos a utilizar estaban formados por voxeles de 2 mm de arista se optó por realizar un mallado de 1 mm dividiéndolos en dos, aportando un equilibrio entre precisión y tiempos de mallado y cálculo. Se emplearon elementos del tipo SOLID185 que cuentan con ocho nodos y tres grados de libertad en cada uno. Estos presentan plasticidad, hiperelasticidad, capacidad de deformación y rigidez, lo cual los convierte en una gran opción para este estudio.

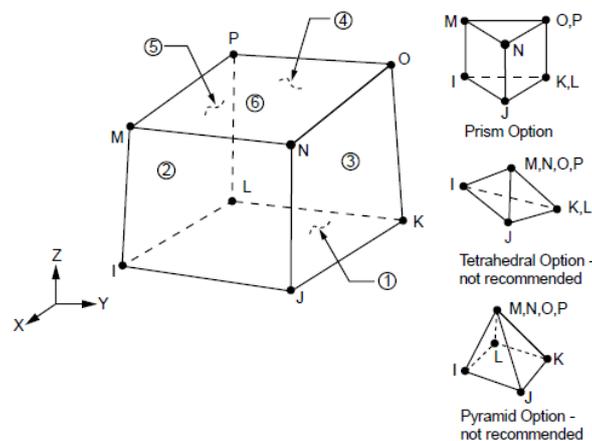


Figura 3.9.- Elemento SOLID185 en Ansys Mechanical APDL®. Fuente: [22]



3.5.2.- Condiciones de contorno

Tras la consulta de otros estudios y artículos de investigación donde se analizaba la influencia de diversas prótesis o sus componentes en la variación tensional ósea se optó por emplear las condiciones de contorno según Innocenti et al. en 2016 [17]. Se aplicó una fuerza de 2500N distribuida entre todos los nodos del fémur proximal, fijando los correspondientes a la parte distal de la tibia restringiendo todos los grados de libertad en esa zona, como se puede apreciar en la Figura 3.10. Se aplicaron las mismas condiciones de contorno para la rodilla sin prótesis, así como para todos los casos de estudio con la finalidad de que los resultados fueran comparables entre sí.

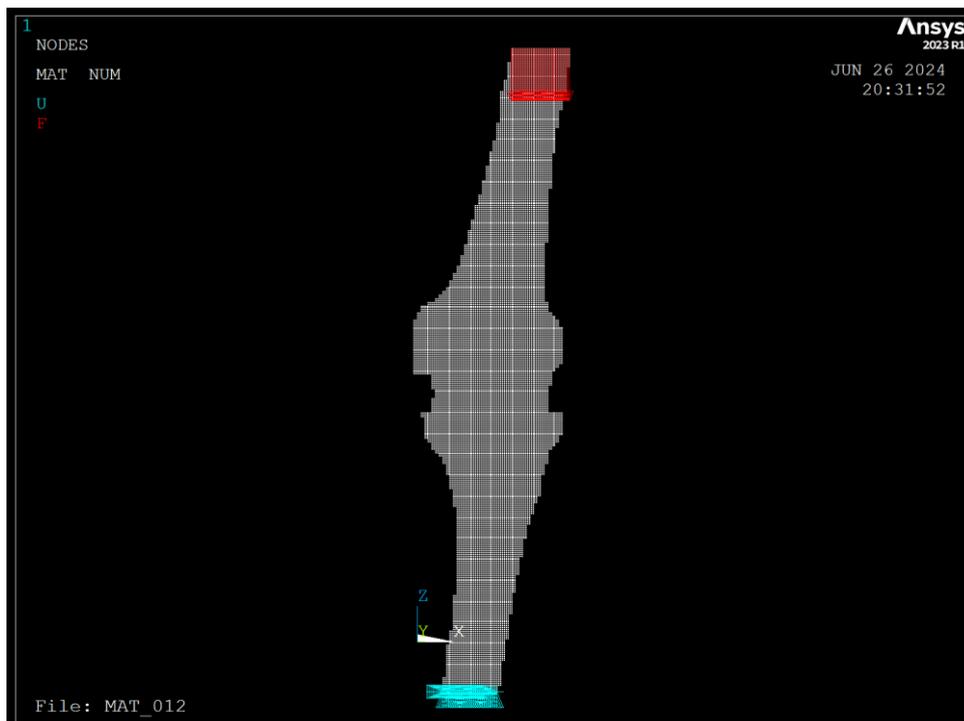


Figura 3.10.- Condiciones de contorno aplicadas sobre los modelos en Ansys®.

3.5.3.- Cálculo de las tensiones

Una vez mallado y establecidas las condiciones de contorno se procedió al cálculo de las tensiones de Von Mises para la rodilla sin prótesis y para cada uno de los casos de estudio mencionados anteriormente. También se realizó un corte por un plano coronal para obtener una vista de la distribución de tensiones en el interior de los huesos y se exportaron



los nodos junto a sus coordenadas y tensión a un archivo de texto para un posterior análisis y comparación de resultados.

3.6.- PROGRAMACIÓN DE LA COMPARACIÓN TENSIONAL

En estudios anteriores realizados en la Cátedra se habían creado unas rutinas en Microsoft Excel®, mediante Visual Basic®, que permitían comparar los resultados de forma automática, facilitando así la labor de los investigadores. Dichas rutinas empleaban gran cantidad de tiempo por lo que hicieron necesaria una optimización para hacer el proceso más eficiente al tener que repetirse para cada uno de los casos de estudio. Tras analizar su funcionamiento se decidió realizar una nueva programación en lenguaje Python®, cuyo pseudocódigo se adjunta en el Anexo I. Esta recorre línea a línea los archivos de texto generados por Ansys® para la rodilla sin prótesis y con los componentes protésicos ya implantados, realizando los cálculos y generando la documentación necesaria en base a los criterios de evaluación tensional explicados en el siguiente apartado.

3.7.- EVALUACIÓN DEL ESTADO TENSIONAL

La evaluación del estado tensional entre la rodilla sin prótesis y la rodilla con la prótesis implantada según los casos de estudio ha sido realizada mediante el uso de los parámetros eVETIO global y eVETIO zonal, creados con anterioridad por otros investigadores y que en el presente proyecto han sido mejorados para aumentar su eficiencia [20], [23]. Estos parámetros comparan la tensión en cada nodo coincidente tanto en el modelo sin prótesis como en el modelo con prótesis, dando así un resultado de la variación de tensión. Esto es posible ya que, tras el análisis por elementos finitos, cada nodo de la malla contiene unas coordenadas x,y,z y un valor de tensión asociado al mismo lo que le permite a la rutina realizar ese proceso de forma rápida y automatizada.

3.7.1.- Evaluación global

Para la evaluación global de la variación de tensiones se hizo uso del eVETIO global. Este parámetro permite conocer la variación tensional tras la colocación de la prótesis. Para ello se parte de los archivos de texto generados en Ansys® que contienen los nodos de la rodilla

sin prótesis y con prótesis, junto a sus coordenadas y el valor de tensión asociado a cada uno. El código implementado en Python® lee cada línea de los archivos buscando los nodos coincidentes de la rodilla sin la prótesis y con ella, calculando la diferencia de tensión entre ellos, así como su valor absoluto. Este proceso permite generar un nuevo archivo de texto que contiene los nodos ordenados según sus coordenadas z,y,x, así como sus tensiones y calcular el eVETIO global como la suma de los valores de tensión absolutos dividido entre el número total de nodos. El resultado aporta un valor que permite conocer en qué medida aumenta la tensión en el fémur y la tibia tras la colocación de la prótesis.

Al tratarse de un parámetro de evaluación global únicamente indica que tan grande es la variación de tensión entre la rodilla pre-intervenida y tras la intervención, pero no permite conocer la existencia de zonas críticas.

3.7.2.- Evaluación zonal

Estudiar la aparición de zonas críticas tras la colocación de la prótesis es de gran interés al permitir conocer con más exactitud el comportamiento del hueso, ya que una gran variación del estado tensional podría provocar la reestructuración ósea en esas áreas [11]. Para ello se establecen unas zonas cúbicas delimitadas en el espacio tridimensional correspondiéndose con las zonas de mayor interés de acuerdo con estudios previos [24].

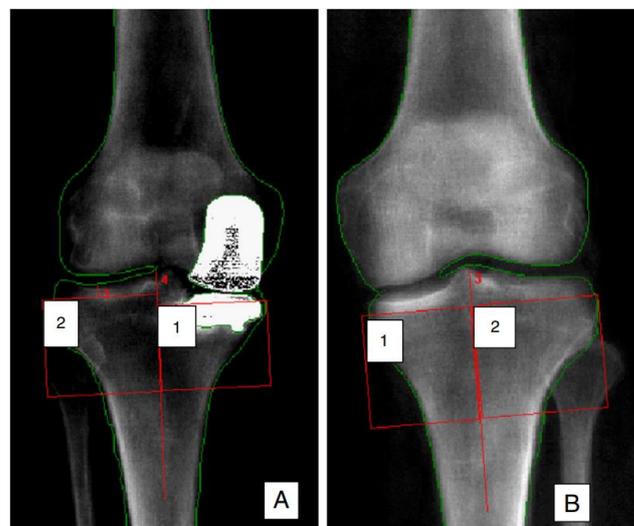


Figura 3.11.- Localización de las regiones de interés según Soininvaara et al. en 2013 [24], en las vistas anterior y posterior.

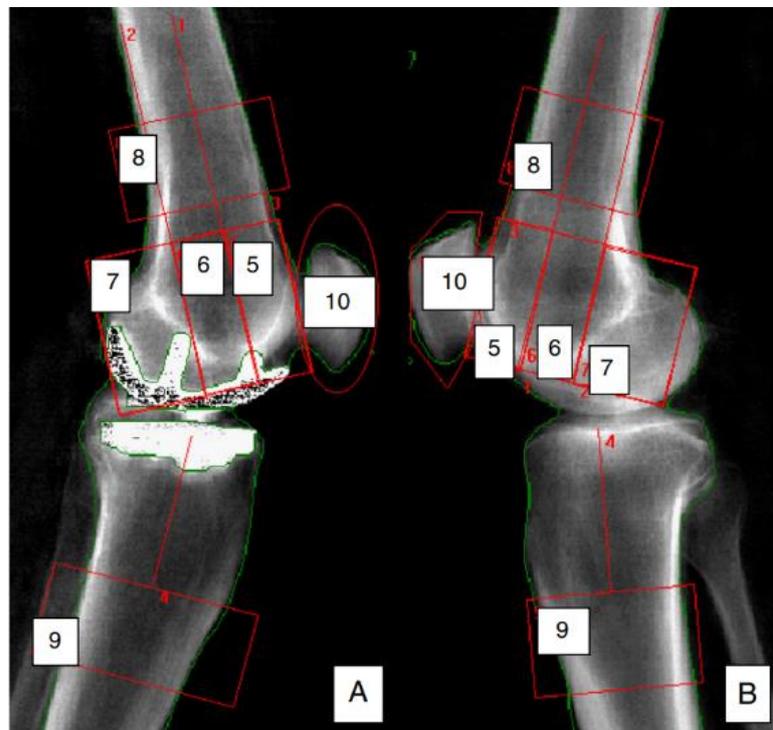


Figura 3.12.- Localización de las regiones de interés según Soininvaara et al. en 2013 [24], en las vistas lateral y medial.

Estas zonas fueron modificadas para adaptarlas a este estudio, según la Figura 3.13. Una vez seleccionadas se hace uso del eVETIO zonal, el cual recorre los archivos generados por Ansys® añadiendo cada nodo común entre la rodilla sin prótesis y con prótesis a una de las zonas en base a sus coordenadas. Posteriormente, se suman las tensiones de todos los nodos de cada zona, diferenciando entre sin y con prótesis, y se dividen entre el total de nodos. Finalmente, se calcula la diferencia entre esos resultados obteniendo el eVETIO zonal y así se determina qué zonas de estudio sufren una variación positiva o negativa y su magnitud general media.

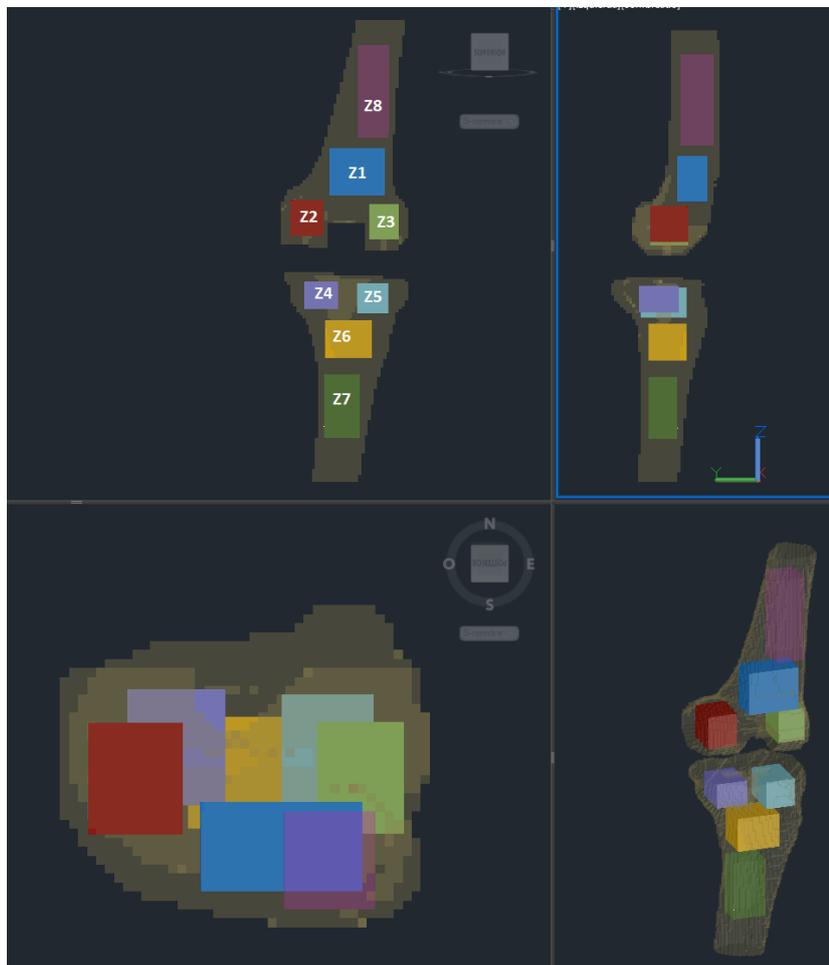


Figura 3.13.- Detalle de las zonas de interés consideradas para el eVETIO zonal.

3.7.3.- Representación de la diferencia de tensiones

Tras obtener el eVETIO global para cada caso estudiado y utilizando la herramienta VTO3D [23], se representaron en AutoCAD® los nodos, formando voxeles, y asignándolos a capas de diferentes colores en base a su variación tensional. Esto permite tener un resultado visual que facilita la comparación entre casos o con otros estudios realizados con anterioridad.



4. Resultados

En este capítulo se recogen los resultados obtenidos durante la realización de este Trabajo Fin de Grado. Se incluyen las mejoras conseguidas tras la optimización de las rutinas de comparación, así como los resultados para cada caso de estudio expuestos en el apartado 3.3.-

4.1.- OPTIMIZACIÓN DE LAS RUTINAS DE COMPARACIÓN DE RESULTADOS

Como se había mencionado previamente en el apartado 1.2.- uno de los objetivos secundarios de este Trabajo Fin de Grado fue la optimización de las rutinas de comparación de resultados, lo cual, según lo descrito en el apartado 3.6.- fue realizado en Python®. Como se puede ver en la Tabla 4.1 se ha conseguido una mejora significativa, reduciéndose los tiempos de espera desde minutos a solo unos pocos segundos, especialmente en el caso de los eVETIOs con reducciones del **99%**. Gracias a esta mejora la comparación de resultados automatizada se ha convertido en una herramienta muy eficaz, especialmente en situaciones donde haya gran cantidad de datos como en este proyecto.

Parámetro	Tiempo con rutinas en Excel® (t _i)	Tiempo con rutinas en Python® (t _f)	% mejora = $\frac{t_i - t_f}{t_i} \cdot 100$
eVETIO global	1500s (25 min)	15s	99,0%
eVETIO zonal	6000s (100 min)	4s	99,3%
VTO3D	2400s (40 min)	1800s (30 min)	25,0%

Tabla 4.1.- Tabla comparativa de los tiempos necesarios para la obtención de los parámetros y el % de mejora conseguido.

En los siguientes apartados se resumen los resultados obtenidos para cada caso de estudio.



4.2.- CASO DE ESTUDIO 1

eVETIO global Caso 1	eVETIO zonal Caso 1 (3 componentes)							
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6	Zona 7	Zona 8
2,50	0,15	1,20	0,83	0,31	0,65	0,05	0,26	-0,17

Tabla 4.2.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 1 (prótesis con 3 componentes).

En el primer caso de estudio, correspondiente a la configuración más simple de la prótesis y utilizada en artroplastias primarias, se puede apreciar un leve incremento tensional en todas las zonas excepto en aquella correspondiente al fémur proximal (zona 8). Este aumento es más notable en las zonas 2 a 5 ubicadas en los cóndilos femorales y meseta tibial.

4.3.- CASO DE ESTUDIO 2

eVETIO global Caso 2	eVETIO zonal Caso 2 (vainas)							
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6	Zona 7	Zona 8
2,80	0,50	1,15	1,29	1,21	1,05	-0,10	0,26	-0,18

Tabla 4.3.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 2 (prótesis con vainas).

Tras añadir las vainas a la prótesis se aprecia un incremento tensional considerable en las zonas 1 a 5, acompañado de un decremento en las tensiones en las zonas 6 y 8. A la vista de los resultados, la colocación de vainas supondría un incremento en las tensiones internas óseas en las zonas donde se encuentran fijadas.



4.4.- CASO DE ESTUDIO 3

eVETIO global Caso 3	eVETIO zonal Caso 3 (vástagos)							
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6	Zona 7	Zona 8
2,77	0,83	1,08	1,16	0,28	0,87	1,14	3,91	1,70

Tabla 4.4.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 3 (prótesis con vástagos y sin vainas).

En el caso de utilizar vástagos para mejorar la fijación de la prótesis se produce un incremento tensional elevado en las zonas cercanas a estos. Tanto en la tibia (zonas 6 y 7) como en el fémur (zonas 1 y 8) las tensiones tras la implantación son notablemente más elevadas que las de la rodilla pre-intervenida.

4.5.- CASO DE ESTUDIO 4

eVETIO global Caso 4	eVETIO zonal Caso 4 (prótesis completa)							
	Zona 1	Zona 2	Zona 3	Zona 4	Zona 5	Zona 6	Zona 7	Zona 8
3,10	1,40	1,14	1,21	1,20	1,30	1,07	3,80	2,30

Tabla 4.5.- eVETIOs global y zonal obtenidos para el caso 4 (prótesis completa).

La configuración protésica que emplea todos los componentes disponibles presenta un incremento tensional en todas las zonas de estudio. Estos incrementos son similares en las zonas 1 a 5, produciendo los vástagos incrementos mayores en sus extremos (zonas 7 y 8).

En la Figura 4.1 se incluye un gráfico comparativo de los eVETIO globales que facilita la interpretación de resultados. Se puede ver que en todos los casos apareció una diferencia tensional con respecto a la articulación pre-intervenida, siendo este incremento de similar valor para todos ellos. Como cabía esperar, la mayor variación tensional apareció al

implantar todos los componentes debido al efecto que estos producen sobre las tensiones internas óseas, siendo la menor de todas la correspondiente al caso 1. De todos modos, este parámetro únicamente aporta información de la variación global, por lo que es necesario analizar más detalladamente qué ocurre en cada zona.

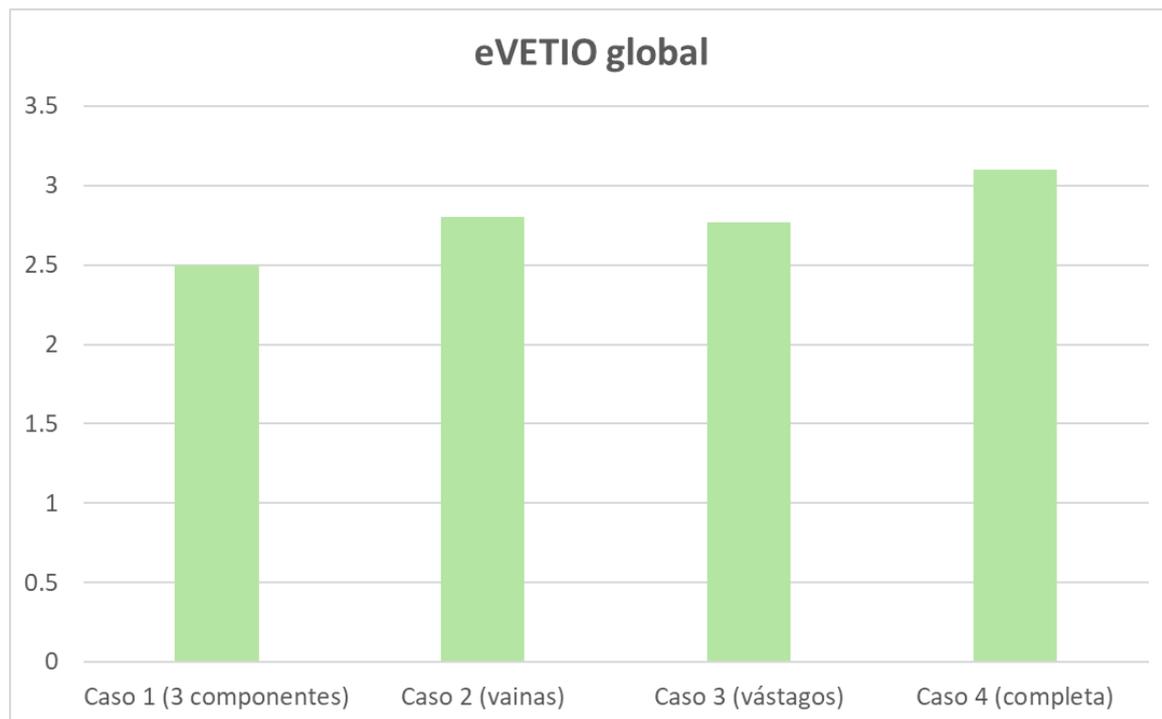


Figura 4.1.- Gráfico comparativo de los eVETIO globales.

En la Figura 4.2 se ha representado gráficamente el eVETIO zonal para cada caso. En primer lugar, cabe destacar que, tras añadir las vainas, se produce un incremento tensional mayor en la zona 1, correspondiente con la ocupada por la vaina femoral, y también en las zonas 4 y 5, correspondientes a la vaina tibial.

Con la implantación de la configuración del caso 3 se produce un gran incremento tensional en las zonas ocupadas por el vástago femoral (zonas 1 y 8) y por el tibial (zonas 6 y 7). Se mantienen el resto de las tensiones similares a las del caso 1, volviendo a reducirse para las zonas 4 y 5, demostrando así la gran influencia de las vainas en esas áreas.

Finalmente, tras implantar todos los componentes, el estado tensional resultante es similar al del caso 3 donde se utilizaban vástagos, pero se aprecia el efecto de las vainas al volver a aparecer incrementos tensionales considerables en las zonas 4 y 5.

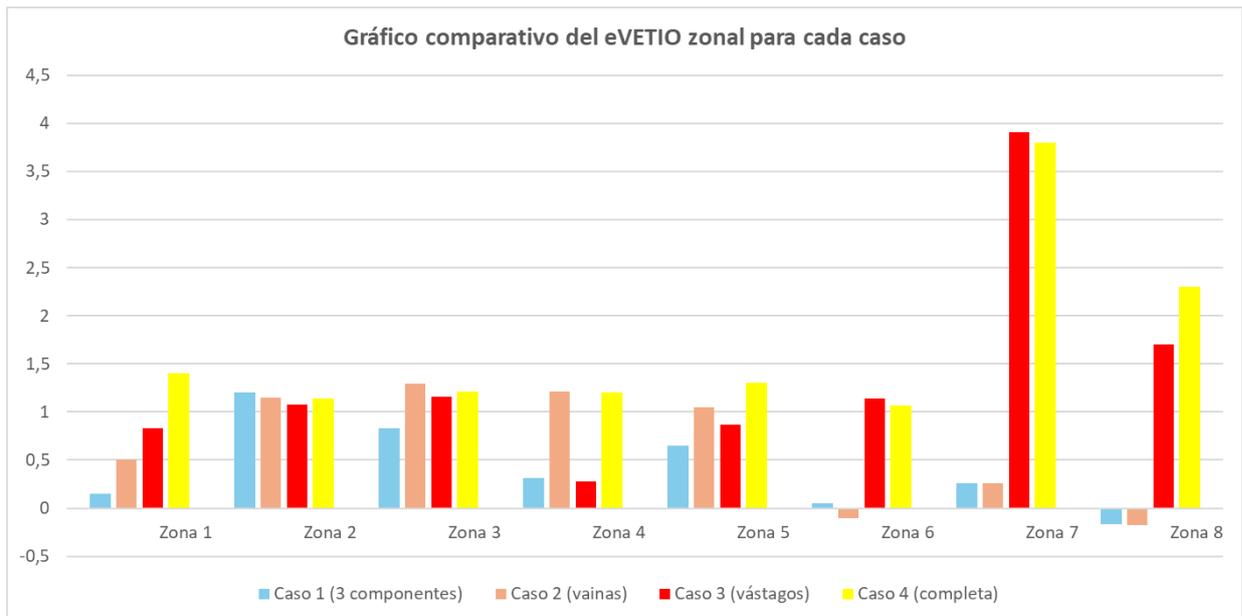


Figura 4.2.- Gráfico comparativo de los eVETIO zonales para cada caso.

Como se recoge en el apartado 3.7.3.-, se representó la variación tensional en AutoCAD® utilizando la herramienta VTO3D. Se optó por dividir cada zona según lo indicado en la Tabla 4.6, asignándoles colores para facilitar la interpretación de resultados.

Variación tensional	Valor de tensión (MPa)	Color representativo en AutoCAD®
Incremento elevado	> 20	Rojo
Incremento leve	5 < tensión < 20	Amarillo
Sin variación	-5 < tensión < 5	Marrón
Decremento leve	-20 < tensión < -5	Verde
Decremento elevado	< -20	Azul oscuro

Tabla 4.6.- Información para la interpretación del VTO3D.

Una variación tensional entre -5 y 5 MPa no produce remodelación ósea, por lo que en este estudio se consideró una zona sin variación. Entre 5 y 20 MPa, ya sea una variación

positiva o negativa, se produce una remodelación ósea moderada, siendo esta más avanzada cuando las tensiones superan los 20 MPa [25]. A continuación, se adjunta la representación del VTO3D para el caso 4. Se aprecia el efecto del vástago tibial que provoca un incremento de tensiones leve que llega a ser elevado en las zonas cercanas a su extremo.



Figura 4.3.- VTO3D de la prótesis completa.

En el *Anexo II: Tensiones internas de la articulación intervenida y representación del VTO3D* se pueden consultar imágenes detalladas de los resultados obtenidos en Ansys® para las tensiones de Von Mises. Destaca el incremento notable introducido por el vástago en los casos 3 y 4, resultados contrastados con investigaciones previas acerca del uso de vástagos en prótesis de rodillas [18], [19]. También se adjuntan las representaciones del VTO3D en las que, de manera visual y siguiendo la leyenda de colores de la Tabla 4.6, se facilita la interpretación de la variación tensional interna ósea en el fémur y la tibia.



5. Conclusiones y líneas futuras de investigación

En el último capítulo se presentan las conclusiones de la investigación realizada y las posibles líneas futuras de actuación relacionadas directamente con el estudio de este trabajo fin de grado.

5.1.- CONCLUSIONES

Con la finalización de este trabajo se han cumplido los objetivos inicialmente marcados en la investigación. Se han analizado los cuatro casos considerados, obteniendo resultados coherentes con aquellos publicados por otros expertos. También se ha conseguido una gran mejora en la eficiencia de las rutinas de automatización preexistentes, lo que facilitará y agilizará la labor de futuros investigadores en la Cátedra MBA Institute.

A la vista de los resultados obtenidos, la implantación de los componentes protésicos produce mayoritariamente un ligero incremento en las tensiones internas óseas de la articulación de la rodilla. Por lo tanto, según la Ley de Wolff [11], se producirá cierta remodelación ósea que fortalecerá los huesos haciéndolos más resistentes, favoreciendo así la osteointegración. También se deduce que el uso de vainas metafisarias conlleva incrementos tensionales en las zonas cercanas a estas, al igual que ocurre con la implantación de vástagos. Estos últimos afectan notablemente en las tensiones internas óseas, siendo su efecto mucho mayor en su extremo como había sido expuesto en investigaciones previas [18], [19]. El uso de preferente de vainas en vez de vástagos sería recomendable en pacientes donde esto sea posible, ya que proporcionan un equilibrio entre fijación óptima y estado tensional óseo favorable. Los vástagos, proporcionando también una excelente fijación, producen incrementos notables de tensión en sus extremos que, de no ser estudiados en cada paciente, podrían causar efectos no deseables como la aparición de dolor.



La realización de este Trabajo Fin de Grado ha supuesto una iniciación en la investigación en biomecánica, que no tiene formación previa en el Grado en Ingeniería Mecánica. También ha permitido al autor adquirir conocimientos acerca de la anatomía de la articulación de la rodilla y los sistemas protésicos utilizados en la actualidad, ampliando así las posibilidades de desarrollo profesional en el futuro. Se han adquirido habilidades para adaptar los conocimientos propios de la ingeniería a otros ámbitos, como el de la medicina, reforzando así competencias muy importantes.

5.2.- LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

En este apartado se resumen las posibles mejoras o avances que podrían ser implementados en futuras investigaciones sobre las prótesis de rodilla.

Sería interesante la incorporación en el estudio de huesos con características diferentes (tamaño, densidad ósea...), para comparar las variaciones en el comportamiento de una misma prótesis implantada en varios pacientes o la influencia de las configuraciones según esos parámetros. También se podría considerar la realización de estudios con pacientes concretos con problemas tumorales donde se utilizan estas prótesis de revisión. El uso de vástagos de diferente longitud y vainas de diferentes tipos también permitiría profundizar en el conocimiento acerca de su efecto en las tensiones internas óseas.

La realización de estudios con otras condiciones de contorno, simulando situaciones cotidianas como caminar, correr, levantar pesos, saltar, sería de gran interés para la validación de la prótesis en diferentes actividades del día a día. Para ello, sería necesario el uso de modelos de mallas, más detallados y complejos, que también permitirían obtener resultados mucho más cercanos a la realidad. La incorporación del tejido conectivo, como los ligamentos, y la rótula al estudio, aunque más complejo, podría suponer la obtención de resultados útiles para los profesionales médicos.

Por último, en cuanto a las rutinas de automatización, el desarrollo de una interfaz que facilite su uso por parte de usuarios sin conocimientos en programación ayudaría a los investigadores en el uso de estas nuevas herramientas.



6. Bibliografía

- [1] Instituto Aragonés de Ciencias de la Salud, «Atlas de Variaciones en la Práctica Médica - Artroplastia de rodilla», jun. 2014.
- [2] La Vanguardia, «El 90% de prótesis de rodillas anuales que se implantan en España se programan para corregir los efectos de la artrosis», 9 de noviembre de 2016. Accedido: 10 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: www.lavanguardia.com
- [3] Statista, «Número de operaciones de reemplazo de la rodilla efectuadas en los países de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE) en 2021(por cada 100.000 habitantes)». Accedido: 10 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: es.statista.com
- [4] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 5.^a ed. 2010.
- [5] G. D. Ratto, M. M. Cascales, M. A. Fernández-Villacañas Marín, A. C. Alemán, y P. Doménech Asensi, «Anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla».
- [6] A. Naveda, «Anatomía Humana». Accedido: 3 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: unefaanatomia.blogspot.com
- [7] clinicalgate.com, «Human Anatomy». Accedido: 4 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: clinicalgate.com
- [8] tulesión.com, «Lesiones en los ligamentos». Accedido: 4 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: tulesión.com
- [9] N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, y M. Nordin, *Fundamentals of Biomechanics*, 4.^a ed. 2017.
- [10] J. D. Humphrey y S. L. O’rourke, *An Introduction to Biomechanics*, 2.^a ed. 2015.
- [11] J. Wolf, «The Law of Bone Remodelling», *J Biomech*, vol. 22, n.º 2, pp. 185-187, 1989.



-
- [12] E. Rincón Rincón, A. Ros Felip, R. Claramunt Alonso, y F. Arranz Merino, «Caracterización mecánica del material óseo», *Revista de Ciencia, Tecnología y Medioambiente*, vol. 2, 2004, [En línea]. Disponible en: http://www.uax.es/publicaciones/archivos/TECTIN04_002.pdf
- [13] C. Martín Hernández, «¿Qué prótesis de rodilla uso? ALGORITMO DE ELECCIÓN DE PRÓTESIS DE RODILLA», 2019.
- [14] Implantcast GmbH, «Knee endoprosthetics». Accedido: 14 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: implantcast.de/
- [15] Implantcast, «TÉCNICA QUIRÚRGICA», 2023.
- [16] I. Dallo, «Radiografía de la rodilla». Accedido: 2 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: drignaciodallo.com.ar/
- [17] B. Innocenti, J. Bellemans, y F. Catani, «Deviations From Optimal Alignment in TKA: Is There a Biomechanical Difference Between Femoral or Tibial Component Alignment?», *J Arthroplasty*, vol. 31, n.º 1, pp. 295-301, ene. 2016, doi: 10.1016/j.arth.2015.07.038.
- [18] E. Bori, F. Armaroli, y B. Innocenti, «Biomechanical analysis of femoral stems in hinged total knee arthroplasty in physiological and osteoporotic bone», *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 213, ene. 2022, doi: 10.1016/j.cmpb.2021.106499.
- [19] A. Completo, P. Talaia, F. Fonseca, y J. A. Simões, «Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain», *Material Des*, vol. 30, n.º 4, pp. 1391-1397, abr. 2009, doi: 10.1016/j.matdes.2008.06.071.
- [20] Rebeca Sicilia Martínez, «Estudio de la influencia de la posición de una prótesis de rodilla en las tensiones internas óseas del fémur y la tibia en intervenciones quirúrgicas virtuales», 2016.
- [21] National Library of Medicine, «The Visible Human Project». Accedido: 5 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.nlm.nih.gov/>



- [22] I. ANSYS, «Element Reference», 2021. [En línea]. Disponible en: <http://www.ansys.com>
- [23] J. Roces-García, R. Álvarez-Cuervo, J. Alonso-González, A. Borja-Gonzalo, y N. Corujo-Morán, «VTO3D: Metodología para evaluación del estado tensional interno óseo en intervenciones quirúrgicas virtuales», *Dyna (Spain)*, vol. 91, n.º 1, pp. 76-81, ene. 2016, doi: 10.6036/7592.
- [24] T. A. Soininvaara, K. A. L. Harju, H. J. A. Miettinen, y H. P. J. Kröger, «Periprosthetic bone mineral density changes after unicondylar knee arthroplasty», *Knee*, vol. 20, n.º 2, pp. 120-127, mar. 2013, doi: 10.1016/j.knee.2012.10.004.
- [25] S. M. Thompson, D. Yohuno, W. N. Bradley, y A. D. Crocombe, «Finite element analysis: a comparison of an all-polyethylene tibial implant and its metal-backed equivalent», *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 24, n.º 8, pp. 2560-2566, ago. 2016, doi: 10.1007/s00167-015-3923-y.



Anexos

ANEXO I: PSEUDOCÓDIGO DE LAS RUTINAS PROGRAMADAS EN PYTHON®

En el presente anexo se incluye el pseudocódigo de las rutinas de programación creadas en Python® para facilitar su interpretación.

Pseudocódigo de la rutina para el eVETIO global:

Inicio de la rutina

CREACIÓN DE LISTA **rodilla_sin_protesis**

LECTURA DEL ARCHIVO DE TEXTO QUE CONTIENE LOS RESULTADOS PARA LA RODILLA SIN PRÓTESIS Y CARGA EN **rodilla_sin_protesis**

CREACIÓN DE LISTA **rodilla_con_protesis**

LECTURA DEL ARCHIVO DE TEXTO QUE CONTIENE LOS RESULTADOS PARA LA RODILLA CON PRÓTESIS Y CARGA EN **rodilla_con_protesis**

CREACIÓN DE DICCIONARIO **coordenadas_tension_rodilla_sp**

CARGA DE LAS COORDENADAS X, Y, Z DE CADA PUNTO DE LA RODILLA SIN PRÓTESIS COMO CLAVES Y LA TENSIÓN COMO VALOR ASOCIADO

CREACIÓN DE LISTA **resumen_evetio_global**

CREACIÓN DE VARIABLE **coordenadas_rodilla_cp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_con_protesis**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_sin_protesis**

CREACIÓN DE VARIABLE **incr_tension**

CREACIÓN DE LISTA **resumen_evetio_global**

FOR **linea** EN **rodilla_con_protesis**

CARGA DE LAS COORDENADAS X, Y, Z DEL PUNTO EN **coordenadas_rodilla_cp**

CARGA DEL VALOR DE TENSIÓN DEL PUNTO EN **tension_con_protesis**

SI **coordenadas_rodilla_cp** SE ENCUENTRA EN **coordenadas_tension_rodilla_sp**

CARGA DEL VALOR DE TENSIÓN DEL PUNTO SIN PRÓTESIS EN **tension_sin_protesis**

incr_tension = **tensión_con_protesis** – **tensión_sin_protesis**

CARGA DE LAS COORDENADAS, INCREMENTO DE TENSION E INCREMENTO DE TENSION EN VALOR ABSOLUTO POR COLUMNAS EN **resumen_evetio_global**



ESCRITURA EN UN ARCHIVO DE TEXTO DE LOS VALORES DE LA LISTA **resumen_evatio_global**

CREACIÓN DE VARIABLE **num_nodos** E INICIALIZARLA A **0**

CREACIÓN DE VARIABLE **suma_incr_tension** E INICIALIZARLA A **0**

CREACIÓN DE VARIABLE **minimo** E INICIALIZARLA A **+infinito**

CREACIÓN DE VARIABLE **maximo** E INICIALIZARLA A **-infinito**

CREACIÓN DE VARIABLE **evatio**

APERTURA DEL ARCHIVO DE TEXTO QUE CONTIENE LOS VALORES DE LA LISTA **resumen_evatio_global**

FOR **linea** EN ARCHIVO DE TEXTO

num_nodos = num_nodos + 1

LECTURA DEL VALOR DE INCREMENTO DE TENSIÓN DEL PUNTO Y SUMAR A

suma_incr_tension

SI EL VALOR DE INCREMENTO DE TENSIÓN DEL PUNTO ES MENOR QUE **minimo**

ACTUALIZAR **minimo** AL VALOR DE INCREMENTO DE TENSIÓN

SI EL VALOR DE INCREMENTO DE TENSIÓN DEL PUNTO ES MAYOR QUE **maximo**

ACTUALIZAR **maximo** AL VALOR DE INCREMENTO DE TENSIÓN

SI **num_nodos** DISTINTO DE 0

evatio = suma_incr_tension / num_nodos

SI NO

evatio = 0

CREACIÓN DE LISTA **evatio_global**

CARGA EN **evatio_global** DE LOS VALORES DE **num_nodos**, **minimo**, **maximo**, **evatio**

ESCRITURA DE LOS VALORES DE **evatio_global** EN UN ARCHIVO DE TEXTO

CREACIÓN DE LISTA **rodilla_sin_protesis_final**

CARGA DE LAS COORDENADAS Y VALOR DE TENSIÓN DE LOS PUNTOS DE LA RODILLA SIN PRÓTESIS QUE SEAN COINCIDENTES CON LOS DE CON PRÓTESIS EN **rodilla_sin_protesis_final**

CREACIÓN DE LISTA **rodilla_con_protesis_final**



CARGA DE LAS COORDENADAS Y VALOR DE TENSIÓN DE LOS PUNTOS DE LA RODILLA CON PRÓTESIS QUE SEAN COINCIDENTES CON LOS DE SIN PRÓTESIS EN **rodilla_con_prtesis_final**

ESCRITURA DE LOS VALORES DE **rodilla_sin_prtesis_final** Y **rodilla_con_prtesis_final** EN DOS ARCHIVOS DE TEXTO

Fin de la rutina

Pseudocódigo de la rutina para el eVETIO zonal:

Inicio de la rutina

CREACIÓN DE VARIABLE **max_x_z1**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_x_z1**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_y_z1**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_y_z1**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_z_z1**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_z_z1**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_x_z2**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_x_z2**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_y_z2**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_y_z2**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_z_z2**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_z_z2**

· ↑
· MISMO PROCEDIMIENTO DE CREACIÓN DE
· VARIABLES PARA LAS ZONAS 3 A 7
· ↓

CREACIÓN DE VARIABLE **max_x_z8**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_x_z8**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_y_z8**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_y_z8**

CREACIÓN DE VARIABLE **max_z_z8**

CREACIÓN DE VARIABLE **min_z_z8**

CARGA DE LOS VALORES CORRESPONDIENTES EN LAS VARIABLES CREADAS



LECTURA DE LOS ARCHIVOS DE TEXTO QUE CONTIENEN LOS VALORES DE **rodilla_sin_protesis_final** Y **rodilla_con_protesis_final** CREADOS EN LA RUTINA DEL EVETIO GLOBAL Y CARGA DE LOS VALORES OBTENIDOS EN LISTAS CON EL MISMO NOMBRE

CREACIÓN DE LISTA **zona1_sin_protesis**

CREACIÓN DE VARIABLE **nodos_z1_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_total_z1_sp**

CREACIÓN DE LISTA **zona2_sin_protesis**

CREACIÓN DE VARIABLE **nodos_z2_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_total_z2_sp**

· ↑
· MISMO PROCEDIMIENTO DE CREACIÓN DE VARIABLES
· Y LISTAS PARA LAS ZONAS 3 A 7
· ↓

CREACIÓN DE LISTA **zona8_sin_protesis**

CREACIÓN DE VARIABLE **nodos_z8_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_total_z8_sp**

FOR **linea** EN **rodilla_sin_protesis_final**

CREACIÓN DE VARIABLE **x_sp**

CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA X DEL PUNTO EN **x_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **y_sp**

CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA Y DEL PUNTO EN **y_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **z_sp**

CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA Z DEL PUNTO EN **z_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_sp**

CARGA DEL VALOR DE LA TENSIÓN DEL PUNTO EN **tension_sp**



Si $\min_x_{z1} \leq x_{sp} \leq \max_x_{z1}$ Y $\min_y_{z1} \leq y_{sp} \leq \max_y_{z1}$ Y $\min_z_{z1} \leq z_{sp} \leq \max_z_{z1}$

CARGA DE LOS VALORES DE x_{sp} , y_{sp} , z_{sp} , $tension_{sp}$ EN $zona1_{sin_protesis}$

$nodos_{z1_sp} = nodos_{z1_sp} + 1$

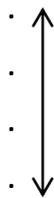
$tension_{total_z1_sp} = tension_{total_z1_sp} + tension_{sp}$

Si $\min_x_{z2} \leq x_{sp} \leq \max_x_{z2}$ Y $\min_y_{z2} \leq y_{sp} \leq \max_y_{z2}$ Y $\min_z_{z2} \leq z_{sp} \leq \max_z_{z2}$

CARGA DE LOS VALORES DE x_{sp} , y_{sp} , z_{sp} , $tension_{sp}$ EN $zona2_{sin_protesis}$

$nodos_{z2_sp} = nodos_{z2_sp} + 1$

$tension_{total_z2_sp} = tension_{total_z2_sp} + tension_{sp}$



MISMO BUCLE PARA EL RESTO
DE LAS ZONAS

CREACIÓN DE LISTA $zona1_{con_protesis}$

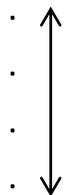
CREACIÓN DE VARIABLE $nodos_{z1_cp}$

CREACIÓN DE VARIABLE $tension_{total_z1_cp}$

CREACIÓN DE LISTA $zona2_{con_protesis}$

CREACIÓN DE VARIABLE $nodos_{z2_cp}$

CREACIÓN DE VARIABLE $tension_{total_z2_cp}$



MISMO PROCEDIMIENTO DE CREACIÓN DE VARIABLES
Y LISTAS PARA LAS ZONAS 3 A 7

CREACIÓN DE LISTA $zona8_{con_protesis}$

CREACIÓN DE VARIABLE $nodos_{z8_cp}$

CREACIÓN DE VARIABLE $tension_{total_z8_cp}$



FOR linea EN **rodilla_con_protesis_final**

CREACIÓN DE VARIABLE **x_cp**

CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA X DEL PUNTO EN **x_cp**

CREACIÓN DE VARIABLE **y_cp**

CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA Y DEL PUNTO EN **y_cp**

CREACIÓN DE VARIABLE **z_cp**

CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA Z DEL PUNTO EN **z_cp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_cp**

CARGA DEL VALOR DE LA TENSIÓN DEL PUNTO EN **tension_cp**

SI **min_x_z1 <= x_cp <= max_x_z1 Y min_y_z1 <= y_cp <= max_y_z1 Y min_z_z1 <= z_cp <= max_z_z1**

CARGA DE LOS VALORES DE **x_cp, y_cp, z_cp, tension_cp** EN **zona1_con_protesis**

nodos_z1_cp = nodos_z1_cp + 1

tension_total_z1_cp = tension_total_z1_cp + tension_cp

· ↑
·
· MISMO BUCLE PARA EL RESTO
· DE LAS ZONAS
· ↓

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_entre_num_nodos_z1_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_entre_num_nodos_z1_cp**

tension_entre_num_nodos_z1_sp = tension_total_z1_sp / nodos_z1_sp

tension_entre_num_nodos_z1_cp = tension_total_z1_cp / nodos_z1_cp

CREACIÓN DE VARIABLE **evetio_z1**

evetio_z1 = tension_entre_num_nodos_z1_cp - tension_entre_num_nodos_z1_sp

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_entre_num_nodos_z2_sp**

CREACIÓN DE VARIABLE **tension_entre_num_nodos_z2_cp**

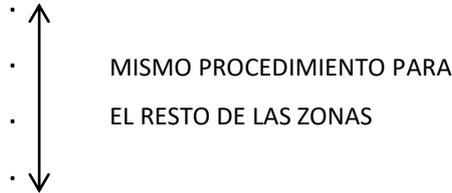
tension_entre_num_nodos_z2_sp = tension_total_z2_sp / nodos_z2_sp

tension_entre_num_nodos_z2_cp = tension_total_z2_cp / nodos_z2_cp



CREACIÓN DE VARIABLE **evetio_z2**

evetio_z2 = tension_entre_num_nodos_z2_cp - tension_entre_num_nodos_z2_sp



ESCRITURA EN UN ARCHIVO DE TEXTO DE LOS VALORES DE **evetio_z1, evetio_z2, evetio_z3, evetio_z4, evetio_z5, evetio_z6, evetio_z7, evetio_z7, evetio_z8**

Fin de la rutina

Pseudocódigo de la rutina para el VTO3D

INSTALACIÓN DE LAS BIBLIOTECAS NECESARIAS

Inicio de la rutina

CREACIÓN DE LISTA **datos_VTO3D**

LECTURA DEL ARCHIVO DE TEXTO QUE CONTIENE LAS COORDENADAS X, Y, Z DE LOS PUNTOS COINCIDENTES ENTRE RODILLA CON PRÓTESIS Y SIN PRÓTESIS Y TAMBIÉN EL VALOR DEL INCREMENTO DE TENSIÓN, ESCRIBIÉNDOLOS EN LA LISTA **datos_VTO3D**

CREACIÓN DE LAS CINCO CAPAS DE AUTOCAD ASIGNÁNDOLES COLORES

FOR línea EN **datos_VTO3D**

CREACIÓN DE VARIABLE **x** Y CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA X DEL PUNTO

CREACIÓN DE VARIABLE **y** Y CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA Y DEL PUNTO

CREACIÓN DE VARIABLE **z** Y CARGA DEL VALOR DE LA COORDENADA Z DEL PUNTO

CREACIÓN DE VARIABLE **tension** Y CARGA DEL VALOR DEL INCREMENTO DE TENSIÓN DEL PUNTO

CÁLCULO DE LAS COORDENADAS DEL ORIGEN DEL VOXEL RESTÁNDOLE 0,5 A LAS VARIABLES **x,y,z**

REPRESENTACIÓN EN AUTOCAD DEL VOXEL COMO UN CUBO

BUCLE IF PARA ASIGNAR CADA VOXEL A UNA DE LAS CAPAS EN FUNCIÓN DEL RANGO DE TENSIONES AL QUE PERTENEZCA

Fin de la rutina

ANEXO II: TENSIONES INTERNAS DE LA ARTICULACIÓN INTERVENIDA Y REPRESENTACIÓN DEL VTO3D

En este anexo se adjuntan las imágenes correspondientes a los resultados de tensiones Von Mises obtenidos en Ansys®, que muestran el modelo cortado por un plano que pasa por el eje mecánico de la articulación de la rodilla en una vista frontal. También se incluyen las representaciones del VTO3D para cada caso.

Caso de estudio 1

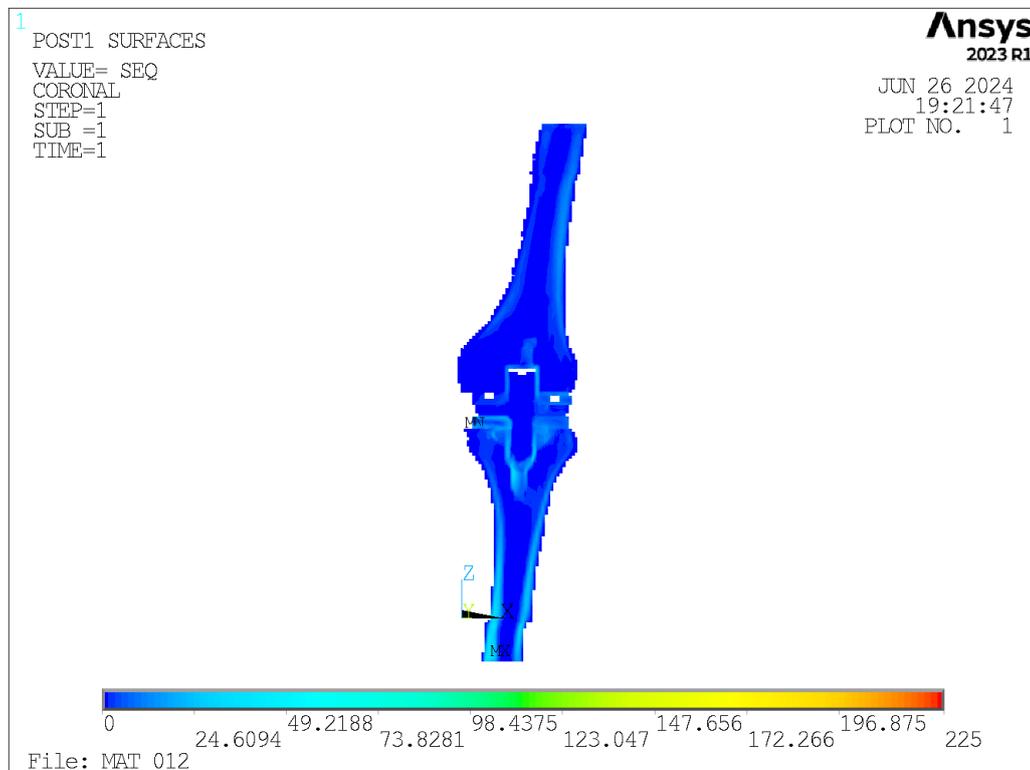


Figura A.1.- Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 1.

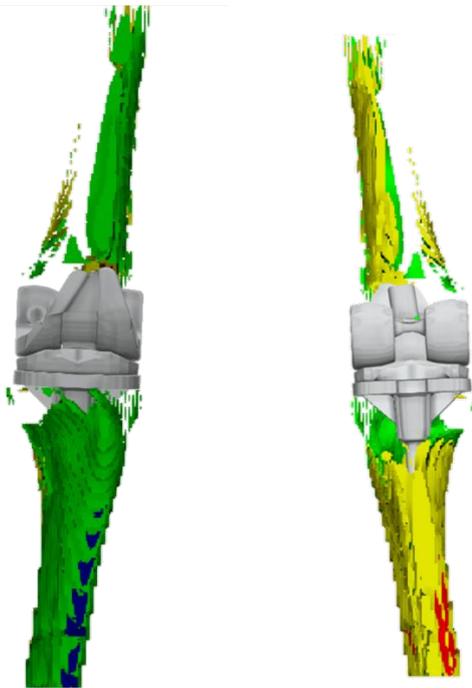


Figura A.2.- VTO3D para el Caso 1 (vistas anterior y posterior).

Caso de estudio 2

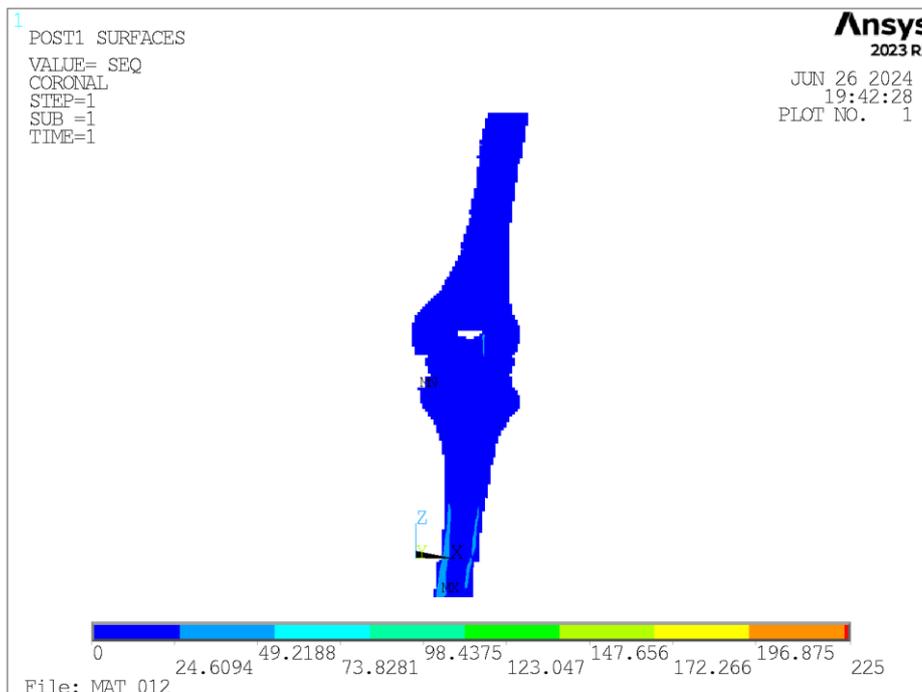


Figura A.3.- Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 2.

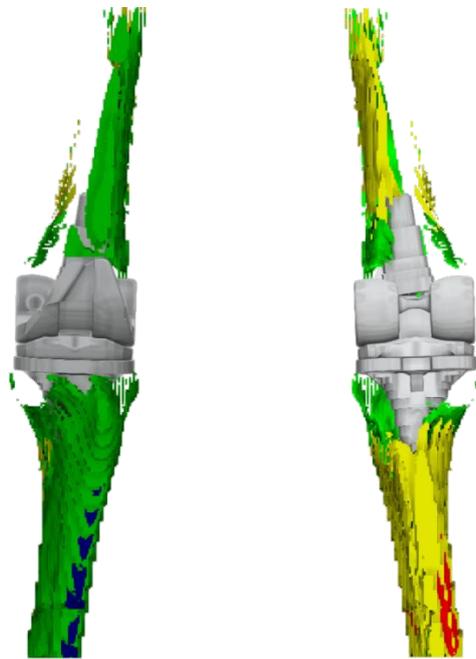


Figura A.4.- VTO3D para el Caso 2 (vistas anterior y posterior).

Caso de estudio 3

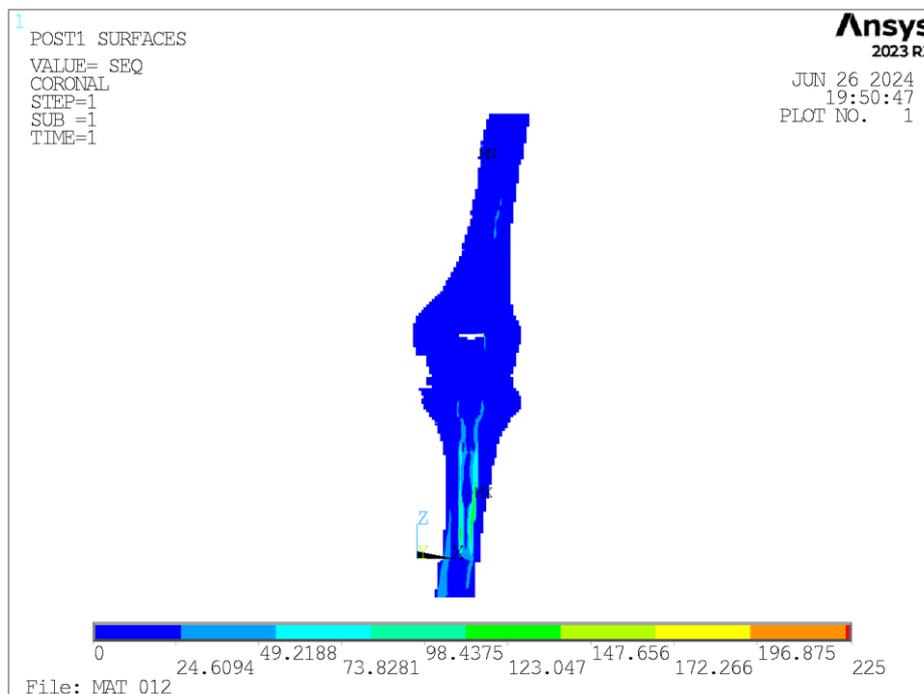


Figura A.5.- Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 3.

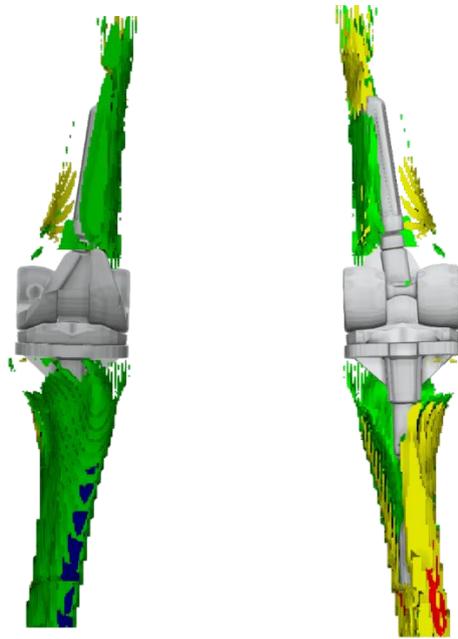


Figura A.6.- VTO3D para el Caso 3 (vistas anterior y posterior).

Caso de estudio 4

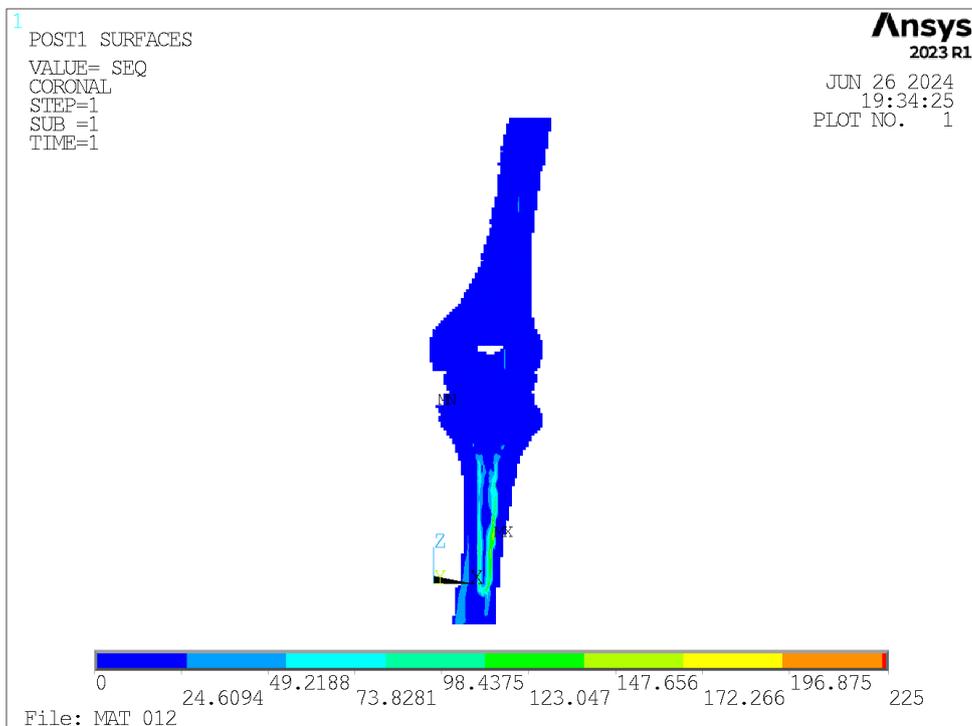


Figura A.7.-Tensiones internas en la articulación (MPa) con la prótesis implantada según el Caso 4.

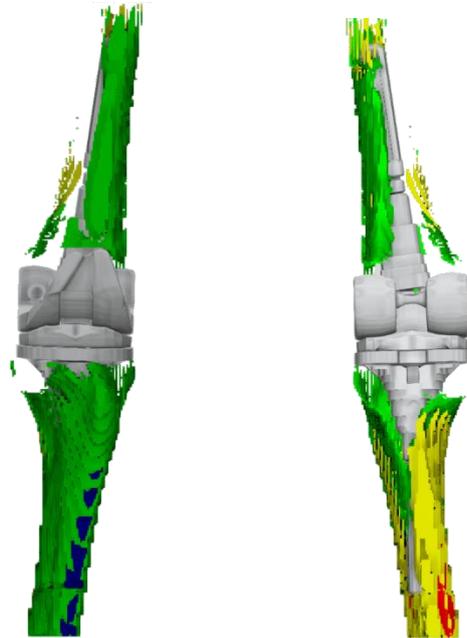
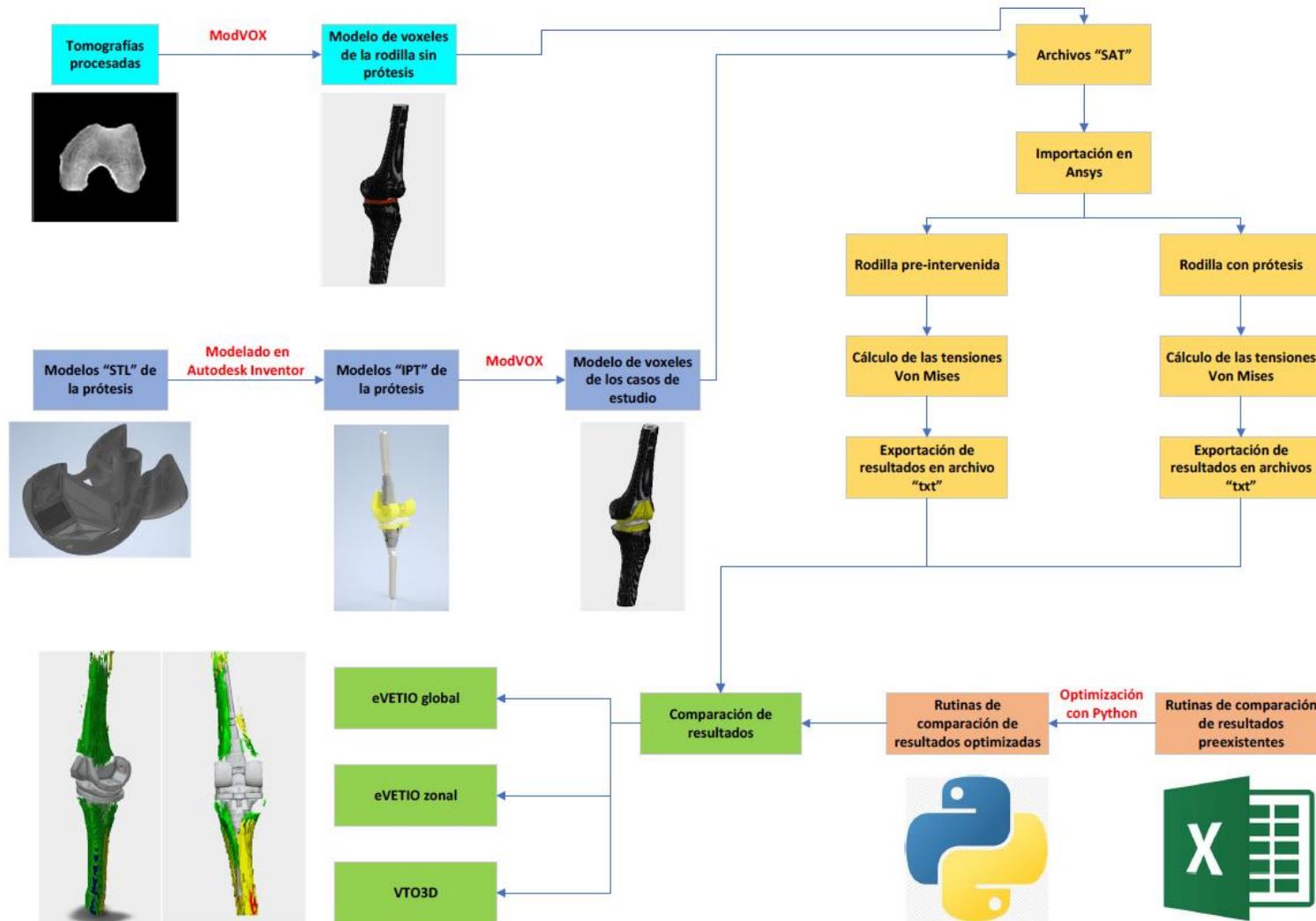


Figura A.8.- VTO3D para el Caso 4 (vistas anterior y posterior).



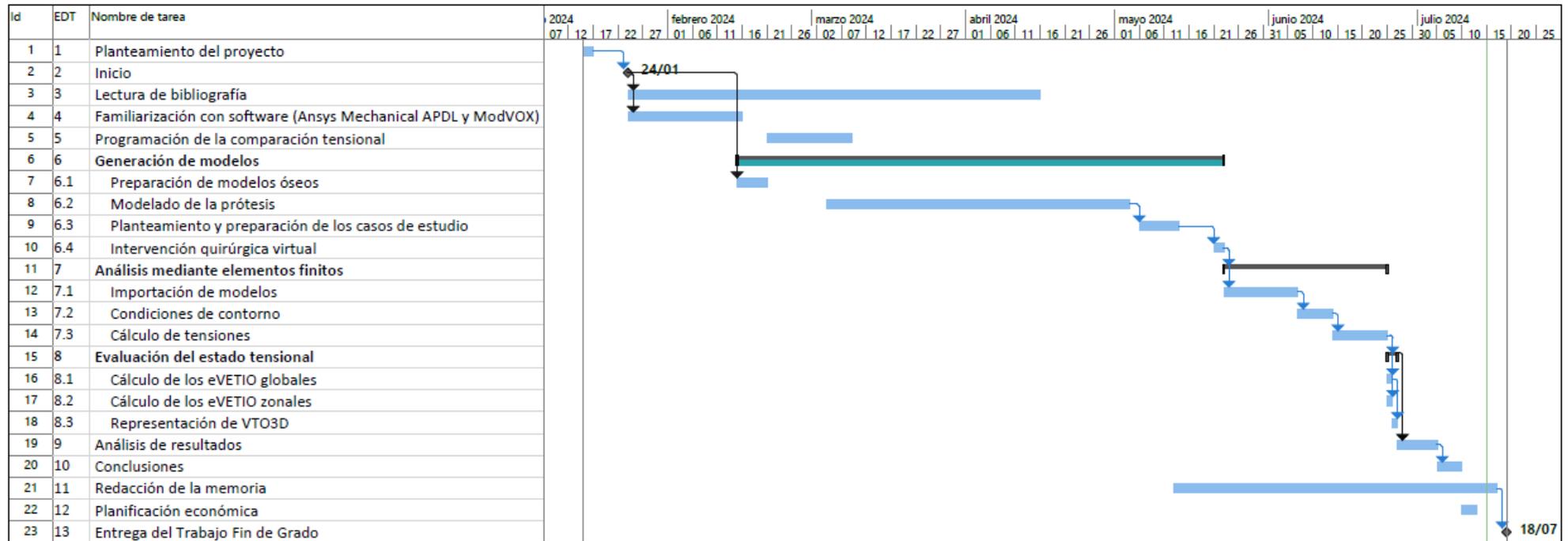
ANEXO III: ESQUEMA GENERAL DEL PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL





ANEXO IV: PLANIFICACIÓN TEMPORAL

Este Trabajo Fin de Grado comenzó el 24 de enero de 2024, finalizando el 18 de julio de 2024. Se dedicaron un total de 360 horas distribuidas en 3 horas diarias, 5 días a la semana. Siendo esta una asignatura a la que le corresponden 300 horas de dedicación hubo un exceso de 60 horas que fueron empleadas en familiarizarse con la temática y ampliar conocimientos.





ANEXO V: PLANIFICACIÓN ECONÓMICA

En este anexo se recogen todos los costes asociados a la realización de la investigación, simulando que se encarga el estudio a una empresa y teniendo en cuenta las partidas de personal, al software y equipos informáticos utilizados, así como gastos de consumo de energía.

El mayor gasto atribuido a este proyecto corresponde a la adquisición de licencias de software. Como se puede ver en la Tabla A.1 su amortización mensual asciende a un total de 2.116,19€, considerando como vida útil la duración de las licencias para los programas de modelado, cálculo y ofimática.

Presupuesto de software			
Concepto	Valor de adquisición (€)	Vida útil esperada (años)	Amortización (€/mes)
Autodesk AutoCAD 2024	2.342,00	1	195,17
Audodesk Inventor 2024	2.886,00	1	240,50
Ansys®	20.000,00	1	1.666,67
Microsoft Office 365	140,40	1	11,70
Windows 11 Profesional	259,00	10	2,16
Total amortización mensual del software (€/mes)			2.116,19

Tabla A.1.- Cálculo de la amortización mensual del software.

Para el cálculo de los costes asociados a la amortización de los equipos informáticos se ha considerado una vida útil de 5 años, ascendiendo su valor inicial a 3.000€ y por consiguiente su amortización a 50€ mensuales.

Presupuesto de equipos informáticos	
Concepto	
Valor de adquisición (€)	3.000,00
Vida útil esperada (años)	5,00
Amortización anual (€/año)	600,00
Amortización mensual (€/mes)	50,00

Tabla A.2.- Cálculo de la amortización mensual de los equipos informáticos.

A continuación, se desglosa el presupuesto total. Se ha considerado un coste horario del investigador de 40€ durante 300 horas de dedicación, sin considerar aquellas no factura-



bles como las dedicadas al aprendizaje del nuevo software, y un coste medio de la energía de 0,11€/kWh. También se ha decidido aplicar un 13% de gastos generales y un 6% de beneficio industrial, así como el 21% de IVA, ascendiendo a un total de **39.155,24€**.

Presupuesto			
Concepto	Coste unitario	Cantidad	Coste
Investigador	40,00 €/hora	300 horas	12.000,00
Consumo de energía	0,11€/kWh	270 kWh	29,70
Software	2116,19 €/mes	7 meses	14.813,33
Equipos informáticos	50,00 €/mes	7 meses	350,00
	Costes directos (€)		27.193,03
	Gastos generales (13%) (€)		3.535,09
	Beneficio industrial (6%) (€)		1.631,58
	IVA (21%) (€)		6.795,54
	Presupuesto total (€)		39.155,24

Tabla A.3.- Presupuesto total de la investigación.